



MATERIALI E TECNOLOGIE ODONTOSTOMATOLOGICHE



a cura dei

**Docenti di Materiali Dentari
e Tecnologie Protetiche
e di Laboratorio delle Università Italiane**

Referente di Disciplina
Giuseppe Spoto



ARIESDUE

MATERIALI E TECNOLOGIE ODONTOSTOMATOLOGICHE

a cura dei Docenti di Materiali Dentari e Tecnologie Protesiche
e di Laboratorio delle Università Italiane

Referente di Disciplina
Giuseppe Spoto



- › *Brescia* Corrado Paganelli, Giorgio Gastaldi
- › *Cagliari* Gloria Denotti
- › *Chieti* Giuseppe Spoto, Antonio Scarano, Morena Petrini
- › *Ferrara* Santo Catapano, Nicola Mobilio
- › *Foggia* Lorenzo Lo Muzio
- › *L'Aquila* Mario Baldi
- › *Messina* Domenico Ciccù
- › *Milano-Bicocca* Marco Baldoni, Dorina Lauritano, Alessandro Leonida
- › *Milano S. Raffaele* Enrico Gherlone, Loris Prosper
- › *Napoli Federico II* Alberto Laino, Roberto De Santis, Antonio Gloria
- › *Pavia* Paolo Menghini, Giuseppe Merlati
- › *Piemonte Orientale* Carmen Mortellaro
- › *Politecnica delle Marche* Francesco Sampalmieri, Andrea Santarelli
- › *Roma Cattolica del Sacro Cuore* Francesco Somma, Luca Marigo
- › *Roma Sapienza* Licia Manzon
- › *Roma Tor Vergata* Saverio Giovanni Condò, Loredana Cerroni
- › *Sassari* Edoardo Baldoni, Massimo Corigliano
- › *Siena* Marco Ferrari, Cecilia Goracci
- › *Torino* Gianmario Schierano, Roberto Perotti
- › *Trieste* Elettra Dorigo De Stefano, Lorenzo Breschi
- › *Verona* Daniele De Santis



© copyright 2011



Collegio dei Docenti di Odontoiatria

Viale Regina Elena 287/A
Roma

ISBN 978-88-901598-6-2

Tutti i diritti sono riservati. Nessuna parte di questa pubblicazione può essere riprodotta o conservata in un sistema di recupero o trasmessa in qualsiasi forma o con qualsiasi sistema elettronico, meccanico, per mezzo di fotocopie, registrazioni o altro, senza una autorizzazione scritta da parte del Collegio dei Docenti di Odontoiatria.

Nel volume non sono indicati tutti i nomi commerciali dei materiali e dei prodotti riportati.

Il lettore può essere certo che autori, curatore ed editore hanno fatto il possibile per garantire che ogni riferimento sia conforme allo stato delle conoscenze al momento della pubblicazione del libro.

Editore

Ariesdue srl

Via Airoidi, 11
22060 Carimate (CO)
Italia
tel. +39 (031) 79.21.35
www.ariesdue.it

Stampa

Reggiani spa
Brezzo di Bedero (VA)
Italia

Finito di stampare nel mese di ottobre 2011

PREFAZIONE

Questo libro è dedicato alla **Prof. Elettra Dorigo De Stefano**, primo Docente di Materiali Dentari, Past President del Collegio dei Docenti di Odontoiatria, sotto il cui Patrocinio è iniziato il nostro Progetto.

I suoi consigli sono stati fondamentali per la sua produzione Collegiale.

Il carisma e la dedizione della Prof. Dorigo per la Disciplina sono di esempio per tutte le generazioni future che intendano

intraprendere la carriera accademica.

Ventuno sedi universitarie hanno aderito a questo progetto ed hanno collaborato attivamente fornendo ciascuna il suo materiale didattico.

Il risultato è questo volume che rimane sotto il Patrocinio del Presidente del Collegio dei Docenti,

Prof. Antonella Polimeni.

Il mio ringraziamento va alla Prof. Livia Ottolenghi per il supporto.

Giuseppe Spoto

*Referente della Disciplina Materiali Dentari
e Tecnologie Protetiche di Laboratorio*

PRESENTAZIONE

La continua e fattiva collaborazione tra ricerca accademica ed aziende di riferimento ha contribuito, negli ultimi anni, alla rapida evoluzione dei materiali dentari ed allo sviluppo di tecnologie decisamente innovative.

Le nanotecnologie, i vari tipi di laser, la piezosurgery ed altre tecniche operative caratterizzano ormai da tempo i vari ambiti disciplinari e le proposte commerciali sempre più efficienti vanno valutate nella loro complessità.

Da qui la necessità di un aggiornamento inerente sia la natura che l'utilizzo dei materiali e delle tecnologie impiegati in odontoiatria e l'auspicio, ripetutamente espresso dal Collegio dei Docenti, di vedere realizzato un testo dedicato e condiviso.

Questo obiettivo è stato raggiunto attraverso una esposizione sistematica della struttura chimica e delle caratteristiche fisiche dei vari materiali, ma anche delle indicazioni d'uso e dello loro manipolazione; a questo si aggiungono un'iconografia accattivante ed una bibliografia completa ed aggiornata.

Hanno contribuito alla stesura del volume ben trentotto Docenti di Materiali Dentari e Tecnologie Protesiche, provenienti da ventuno diverse sedi universitarie italiane ed ogni argomento è stato attentamente trattato da coloro che attualmente sono riconosciuti tra i massimi esperti italiani del campo.

Lo sforzo compiuto grazie all'impegno costante, convinto e prezioso del Prof. Giuseppe Spoto è un esempio innovativo ed originale di sinergia tra studiosi del settore.

L'incontro di tanti cultori della materia deve offrire l'opportunità di ulteriori confronti per rendere sempre più proficua la diffusione della conoscenza non solo in ambito accademico.

Il volume infatti, attraverso un approccio scientifico, si pone come efficace guida per l'apprendimento di Materiali Dentari e Tecnologie Odontostomatologiche nei corsi di laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria ed Igiene Dentale, ma anche come manuale di aggiornamento per odontoiatri nelle rispettive competenze.

Certamente il testo sarà molto apprezzato e godrà di tutto il successo che si merita.

Elettra Dorigo De Stefano

Prof. Ordinario di Materiali Dentari dell'Università di Trieste

Past President del Collegio dei Docenti di Odontoiatria

INDICE

CAPITOLO 1 CONCETTI INTRODUTTIVI

1.1 Classificazione della materia.....	11
1.2 Stati di aggregazione della materia.....	12
1.3 Stati di equilibrio.....	13
1.4 Soluzioni.....	13
1.5 Sistemi colloidali.....	14
1.6 Adesione e adsorbimento.....	14
1.7 Coesione.....	14
1.8 Tensione superficiale e coefficiente di bagnabilità.....	14
1.9 Capillarità.....	15
1.10 Viscosità.....	15
1.11 Polimeri e polimerizzazione.....	15
1.12 Reazione di polimerizzazione.....	16

<i>Bibliografia capitolo 1</i>	17
--------------------------------------	----

CAPITOLO 2 ANATOMIA, FISILOGIA E PATOLOGIA DEI DENTI

2.1 Proprietà morfologiche, meccaniche e fisiologiche dei denti e dell'apparato stomatognatico.....	19
2.1.1 La struttura dei denti.....	19
2.1.2 Anatomia dell'apparato stomatognatico.....	19
2.1.3 Classificazione dei denti.....	20
2.1.3.1 Divisione in quadranti.....	20
2.1.4 La morfologia dei denti.....	22
2.1.4.1 Incisivi.....	22
2.1.4.2 Canini.....	22
2.1.4.3 Premolari.....	23
2.1.4.4 Molari.....	24
2.1.5 Proprietà fisiche e meccaniche dei denti.....	24
2.2 Cenni di biochimica e istologia dei tessuti dentali e del parodonto.....	26
2.2.1 Smalto.....	26
2.2.2 Dentina.....	26

2.2.3 Polpa e complesso pulpo-dentinale.....	27
2.2.4 Parodonto.....	27
2.2.4.1 Gengiva.....	27
2.2.4.2 Cemento.....	27
2.2.4.3 Legamento parodontale.....	27
2.2.4.4 Processo alveolare.....	28
2.3 Polpa e complesso pulpo-dentinale.....	28
2.3.1 Polpa del dente.....	28
2.3.2 Vascolarizzazione della polpa.....	29
2.3.3 Innervazione.....	29
2.3.4 Complesso pulpo-dentinale.....	29
2.3.4.1 Sviluppo del complesso pulpo-dentinale.....	29
2.3.5 Sensibilità pulpo-dentinale.....	30
2.3.6 Calcificazioni della polpa.....	31
2.3.7 Invecchiamento del complesso pulpo-dentinale.....	31
2.4 La saliva e la placca batterica.....	31
2.4.1 Saliva.....	31
2.4.2 Placca dentale.....	32

<i>Bibliografia capitolo 2</i>	32
--------------------------------------	----

CAPITOLO 3 CENNI DI GNATOLOGIA E FISILOGIA DELLA MASTICAZIONE

3.1 Funzioni del sistema masticatorio.....	35
3.1.1 Masticazione.....	35
3.1.2 Deglutizione.....	35
3.1.3 Altre funzioni.....	35
3.1.4 Parafunzioni.....	35
3.2 Rapporti intermassellari orizzontali.....	35
3.2.1 Normocclusione e malocclusioni.....	35
3.2.2 Occlusione centrica o massima intercuspidação.....	36
3.2.3 Relazione centrica.....	37
3.3 Rapporti intermassellari verticali.....	37
3.3.1 Dimensione verticale d'occlusione (DVO).....	37
3.3.2 Dimensione verticale di riposo.....	37
3.3.3 Spazio libero interocclusale (freeway space).....	37
3.4 Curve e piani occlusali o di compenso.....	37
3.5 Movimenti mandibolari.....	38
3.5.1 Protrusione.....	38
3.5.2 Laterotrusione.....	39
3.6 Tipi di occlusione funzionale.....	39
3.6.1 Occlusione mutualmente protetta.....	39
3.6.2 Occlusione bilanciata monolaterale, od occlusione con contatto di gruppo.....	39
3.6.3 Occlusione bilanciata bilateralmente.....	39
3.7 Movimenti condilari.....	39
3.7.1 Movimenti di laterotrusione.....	39
3.7.2 Movimento di apertura.....	39
3.7.3 Movimento di protrusione.....	39
3.8 Movimenti limite a livello dentale.....	40
3.8.1 Movimenti sul piano sagittale.....	40
3.8.2 Movimenti sul piano orizzontale.....	40
3.8.3 Movimenti sul piano frontale.....	41

3.9	Articolatori o simulatori di movimento	41
3.9.1	Occlusori	41
3.9.2	Articolatori a valori medi	42
3.9.3	Articolatori a valori semi-individuali	42
3.9.4	Articolatori a valori individuali	43

<i>Bibliografia capitolo 3</i>	43
--------------------------------	----

CAPITOLO 4 PROPRIETÀ DEI MATERIALI DENTARI

4.1	Significato e controllo delle proprietà dei materiali dentari	45
4.2	Proprietà meccaniche	45
4.2.1	Forza	45
4.2.2	Sforzo	45
4.2.2.1	Curva sforzo-deformazione	46
4.2.2.2	Tipi di sollecitazioni	47
4.2.2.3	Test e misurazione delle caratteristiche meccaniche dei materiali	48
4.2.3	Fatica	49
4.2.4	Caratteristiche meccaniche di superficie	50
4.3	Proprietà termiche	52
4.3.1	Coefficiente di espansione termica	52
4.3.2	Conducibilità termica	52
4.4	Proprietà ottiche	53
4.4.1	Caratteristiche della propagazione del fascio luminoso	53
4.4.2	Visione	54
4.5	Proprietà elettriche	55
4.5.1	Conducibilità e resistività elettrica	55
4.5.2	Costante dielettrica	55
4.5.3	Forza elettromotrice	55
4.6	Corrosione	55
4.6.1	Corrosione generalizzata	56
4.6.2	Corrosione localizzata	56
4.6.3	Corrosione selettiva	56
4.6.4	Corrosione nel cavo orale	56
4.6.4.1	Corrosione chimica	56
4.6.4.2	Corrosione elettrochimica	56
4.7	Proprietà biologiche	57

<i>Bibliografia capitolo 4</i>	57
--------------------------------	----

CAPITOLO 5 BIOCOMPATIBILITÀ DEI MATERIALI DENTARI

5.1	Introduzione	59
5.2	Risposta infiammatoria dei tessuti orali ad un insulto	61
5.3	Test di biocompatibilità (test iniziali, intermedi o secondari)	62
5.3.1	Test iniziali o di screening	64
5.3.1.1	Citotossicità: morfologia e vitalità di colture cellulari. ISO 10993-5	64
5.3.1.2	Emotossicità	65
5.3.1.3	Genotossicità	65

5.3.1.4	Vantaggi e svantaggi dei test di citotossicità	66
5.3.2	Test secondari	67
5.3.2.1	Carcinogenicità	67
5.3.2.2	Test in vivo non funzionali (ISO 10993-6)	67
5.4	Test di indagine biologica raccomandati	68
5.4.1	Sensibilizzazione	68
5.4.2	Irritazione	68
5.5	Reazioni della polpa	68
5.6	Reazioni dei tessuti ai materiali dentari	68
5.7	Test di utilizzo su animali	69
5.8	Biocompatibilità di alcuni materiali dentari: stato dell'arte	69
5.8.1	Leghe e titanio	69
5.8.2	Amalgama	71
5.8.3	Resine composite	72

<i>Bibliografia capitolo 5</i>	73
--------------------------------	----

CAPITOLO 6 MATERIALI PER LA PREVENZIONE DELLE PATOLOGIE E DEI DANNI DENTARI

6.1	Prevenzione primaria, secondaria e terziaria	75
6.1.1	Fluoro	75
6.1.2	Dentifricio	79
6.1.3	Collutorio	79
6.1.4	Rivelatori di placca	80
6.1.5	Spazzolino	80
6.1.6	Filo interdentale e scovolino	81
6.1.7	Dolcificanti non zuccheri	82
6.1.8	Sigillanti	83

<i>Bibliografia capitolo 6</i>	83
--------------------------------	----

CAPITOLO 7 MATERIALI PER LA TERAPIA CONSERVATIVA

7.1	I cementi dentari e le loro numerose applicazioni	85
7.1.2	Cementi da sottofondo e per otturazione	85
7.1.3	Cementi endodontici	85
7.1.4	Cementi da fissaggio per protesi, intarsi e bande ortodontiche	85
7.1.5	Cementi all'ossido di zinco-eugenolo (ZOE)	86
7.1.6	Cementi a base di acido fosforico	86
7.1.6.1	Cementi al fosfato di zinco	87
7.1.6.2	Cementi al fosfato di zinco modificati	87
7.1.6.3	Cementi al silicato	87
7.1.6.4	Cementi silicofosfatici	87
7.1.7	Cementi a base di acidi polialchenoici	87
7.1.7.1	Cementi policarbossilati	87
7.1.7.2	Cementi vetroionomerici	88
7.1.8	Cementi compositi	88
7.2	Amalgama	89
7.2.1	Introduzione	89
7.2.2	Metallurgia	89

7.2.2.1	Definizione di amalgama	89
7.2.2.2	Elementi costituenti e composizione dell'amalgama	89
7.2.2.3	Morfologia delle particelle	90
7.2.2.4	Stati di aggregazione (FASt) dei componenti dell'amalgama	90
7.2.2.5	Amalgamazione	91
7.2.2.6	Classificazioni	91
7.2.2.7	Proprietà fisiche e meccaniche	92
7.2.3	Tossicità dell'amalgama	93
7.2.3.1	Vie urinarie	93
7.2.3.2	Mucose	94
7.2.3.3	Sistema nervoso	94
7.2.4	Amalgami non contenenti mercurio	94
7.3	Materiali compositi	95
7.3.1	Introduzione	95
7.3.2	Composizione dei materiali compositi	95
7.3.2.1	Matrice polimerica	95
7.3.2.2	Catalizzatori e inibitori	96
7.3.2.3	Riempitivo inorganico	97
7.3.2.4	Agenti leganti	99
7.3.3	Proprietà dei compositi dentali	99
7.3.4	Considerazioni cliniche	100
7.3.5	Rifinitura, lucidatura e riparazione	100
7.3.6	Risultati clinici	101
7.3.7	Considerazioni finali e prospettive future	101
7.4	Sistemi adesivi smaltodontinali	101
7.4.1	Introduzione	101
7.4.2	Processo di adesione	101
7.4.2.1	Substrato smalto	103
7.4.2.2	Substrato dentina	103
7.4.3	I sistemi adesivi	104
7.4.4	Classificazione degli adesivi	107
7.4.5	Modalità cliniche di utilizzo dei sistemi adesivi	108
7.4.5.1	Etch-and-rinse	108
7.4.5.2	Etch-and-rinse 3-step	108
7.4.5.3	Etch-and-rinse 2-step	108
7.4.5.4	Self-etch o etch-and-dry	111
7.4.5.5	Self-etch o etch-and-dry 2-step	111
7.4.5.6	Self-etch o etch-and-dry 1-step	113
7.4.6	I valori di adesione	114
7.4.7	Fallimento del legame adesivo	114

<i>Bibliografia capitolo 7</i>	116
--------------------------------	-----

CAPITOLO 8 MATERIALI PER LA TERAPIA ENDODONTICA

8.1	Materiali usati nella preparazione del canale radicolare	119
8.1.1	Diga di gomma	119
8.1.2	Sostanze per la disinfezione del campo operatorio	119
8.1.3	Strumenti per la preparazione della cavità d'accesso	119
8.1.4	Strumenti per l'alesaggio dei canali radicolari	120
8.1.4.1	Strumenti in acciaio	121

8.1.4.2	Strumenti in Ni-Ti	123
8.1.4.3	Ultrasuoni nell'alesaggio canalare	125
8.2	Materiali usati nella detersione e disinfezione dei canali radiocolari	125
8.2.1	Irriganti canalari	125
8.2.1.1	Principali irriganti canalari	125
8.3	Sostanze utilizzate nelle medicazioni	128
8.4	Materiali per l'otturazione canalare	130
8.4.1	Sostanze solide	131
8.4.2	Sostanze fluide	131
8.4.2.1	Cementi	131
8.4.3	Sostanze plastiche o semisolidi	132
8.4.3.1	Guttaperca naturale	132
8.4.3.2	Guttaperca sintetica: Resilon	136
8.4.3.3	EndoREZ	137
8.5	Materiali per il ritrattamento endodontico	137
8.5.1	Solventi	137
8.6	Sostanze utilizzate per lo sbiancamento dei denti trattati endodonticamente	137
8.7	Materiali utilizzati per il trattamento dell'apice immaturo ed il trattamento vitale della polpa	138
8.7.1	MTA	138
8.8	Perni in fibra	139
8.8.1	Tipi di perni	139
8.8.2	Ritenzione e resistenza	139
8.8.3	Struttura dei perni in fibra	141
8.8.4	Forma dei perni	142
8.8.5	Materiali per la cementazione dei perni in fibra	142
8.8.6	Materiali per la ricostruzione del moncone (core)	144
8.8.7	Adesione alla superficie del perno	144
8.8.8	Radiopacità dei perni in fibra	145
8.8.9	Altri perni non metallici	145

<i>Bibliografia capitolo 8</i>	145
--------------------------------	-----

CAPITOLO 9 MATERIALI DA IMPRONTA

9.1	Il materiale da impronta ideale	149
9.2	I portaimpronta	150
9.3	I materiali per la retrazione gengivale	151
9.4	Classificazione dei materiali da impronta	151
9.4.1	Materiali da impronta non elastici o rigidi	152
9.4.1.1	Gesso dentale	152
9.4.1.2	Paste all'ossido di zinco-eugenolo	153
9.4.1.3	Resine calcinabili	153
9.4.2	Materiali da impronta elastici	153
9.4.2.1	Idrocolloidi	153
9.4.2.2	Elastomeri di sintesi	157
9.4.3	Materiali da impronta termoplastici	164
9.4.3.1	Paste termoplastiche	164
9.4.3.2	Cere da impronta	164

Approfondimento	165
-----------------	-----

<i>Bibliografia capitolo 9</i>	171
--------------------------------	-----

CAPITOLO 10 MATERIALI PER LA TERAPIA PROTESICA

10.1 Resine	173
10.1.1 Resine sintetiche	173
10.1.1.1 Storia	173
10.1.1.2 Generalità	173
10.1.1.3 Copolimeri	174
10.1.1.4 Proprietà delle resine sintetiche per uso dentale	175
10.1.2 Resine acriliche e metacriliche	175
10.1.3 Resine acetaliche	175
10.1.4 Resine molli	176
10.1.4.1 Condizionatori tissutali	176
10.1.4.2 Materiali elastici	177
Approfondimento	179
10.2 Leghe	181
10.2.1 Oro e leghe auree	181
10.2.1.1 Leghe auree per manufatti protesici	182
10.2.2 Leghe di metalli di base e acciai	183
Approfondimento	185
10.3 Ceramiche	186
10.3.1 Composizione e reazioni dei costituenti	187
10.3.2 Applicazione e classificazione	188
10.3.2.1 Tipi di corone ceramiche	189
10.3.3 Caratteristiche chimico-fisiche	190
10.3.4 Norme	190
10.3.5 Vetroceramiche da colata	190
10.3.6 Denti artificiali	191
10.3.7 Ceramica per zirconia	191
10.4 Forma e colore del dente	191
10.4.1 Il colore e le sue applicazioni nel campo dentale	191
10.4.1.1 Colore: concetti fondamentali	192
10.4.1.2 Colore dei denti	193
10.4.1.3 Suggestimenti per una corretta presa del colore	194
10.4.2 Forma dentale	194
10.5 Materiali da rivestimento	195
10.5.1 Composizione	196
10.5.2 Classificazione	196
10.5.2.1 Rivestimenti a legante di solfato di calcio	196
10.5.2.2 Rivestimenti a legante fosfatico	197
10.5.2.3 Rivestimenti a legante silicico	197
10.5.3 Rivestimenti per saldatura	198
10.6 Strumenti rotanti	198
10.6.1 Frese e punte	198
10.6.2 Turbine e contrangoli	201
<i>Bibliografia capitolo 10</i>	202

CAPITOLO 11 MATERIALI PER LA TERAPIA IMPLANTARE

11.1 Introduzione	205
11.2 Titanio	206
11.2.1 Struttura chimica-fisica-meccanica	206
11.2.2 La lega Ti 6Al 4V	208
11.3 Impianti dentari	209
11.3.1 Architettura degli impianti	209
11.3.2 Le interazioni biologiche delle superfici implantari	211
11.4 Zirconio	212
<i>Bibliografia capitolo 11</i>	213

CAPITOLO 12 MATERIALI PER LA TERAPIA PARODONTALE

12.1 Cementi chirurgici	215
12.1.2 Cenni sulla tecnica di preparazione del Coepak	216
12.2 Adesivi chimici	216
12.3 Colla di fibrina	216
12.4 Bioceramiche	217
12.5 Membrane riassorbibili e non riassorbibili	217
<i>Bibliografia capitolo 12</i>	217

CAPITOLO 13 MATERIALI PER LA TERAPIA ORTODONTICA

13.1 Introduzione	219
13.2 I bracket	219
13.3 Le bande	223
13.4 I fili	224
13.4.1 Proprietà di base dei materiali elastici	225
13.4.2 I materiali degli archi ortodontici	225
13.5 Dispositivi medici ortodontici: materiali e metodi di fabbricazione	231
13.6 Realizzazione step by step di un nuovo tubo linguale ad inserzione verticale	232
<i>Bibliografia capitolo 13</i>	243

CAPITOLO 14 MATERIALI PER L'INGEGNERIA TISSUTALE OSSEA

14.1 I biomateriali.	245
14.1.1 Brevi cenni di anatomia	245
14.1.2 Biomateriali e ingegneria tissutale	245
14.1.3 Materiale da innesto ideale.	246
14.1.3.1 Meccanismi di rigenerazione ossea	246

14.1.4	Materiali da innesto biologici	247
14.1.4.1	Innesti autologhi	247
14.1.4.2	Innesti allogenici (osso omologo-alloinnesto)	248
14.1.4.3	Innesti eterologhi (xenoinnesti)	249
14.1.5	Biomateriali da innesto alloplastici (sostituti ossei sintetici)	249
14.1.5.1	Biovetri	249
14.1.5.2	Solfato di calcio (o Gesso di Parigi)	250
14.1.5.3	Fosfato di calcio	250
14.1.5.4	Prodotti a base di polimeri	252
14.1.6	Fattori che influiscono sull'integrazione dell'innesto	252
14.1.7	Scelta del biomateriale	253
14.1.8	Biomateriali osteoinduttivi: prospettive future	253
14.2	Materiali e tecnologie per l'ingegneria dei tessuti cranio-facciali	254
14.2.1	Cellule staminali, fattori di crescita e scaffold	254
14.2.2	Materiali utilizzati per la realizzazione di scaffold per l'ingegneria dei tessuti: criteri di selezione	255
14.2.3	Proprietà dei tessuti cranio-facciali: anisotropia e dipendenza dal sito anatomico	258
14.2.4	Criteri di progettazione: combinare performance meccaniche e proprietà di trasporto	259
14.2.5	Tecnologie di processo e di preparazione di scaffold custom-made	261
14.2.6	Conclusioni e sviluppi futuri	262
	<i>Bibliografia capitolo 14</i>	263

CAPITOLO 15 NUOVE TECNOLOGIE

15.1	Apparati per l'elettrochirurgia	267
15.1.1	Indicazioni all'uso dell'elettrochirurgia	269
15.2	Il laser in odontoiatria	269
15.2.1	Come funziona un laser	269
15.2.2	Componenti fondamentali del laser	269
15.2.3	Interazione tra luce laser e tessuti organici	269
15.2.4	Tipi di laser	270
15.2.4.1	Lunghezze d'onda e tipi di laser	270
15.2.4.2	Tipi di laser e utilizzo in odontoiatria	271
15.2.5	Campi di applicazione del laser in ambito odontoiatrico	274
15.3	Chirurgia piezoelettrica	275
15.3.1	Effetto piezoelettrico	275
15.3.2	Piezosurgery	275
15.4	Scaler sonici ed ultrasonici	276
15.4.1	Considerazioni cliniche	276
	<i>Bibliografia capitolo 15</i>	277

CAPITOLO 16 RICERCA E ANALISI AL MICROSCOPIO

16.1	Concetti generali di microscopia	279
16.1.1	Microscopia ottica	279
16.1.2	Microscopia a scansione elettronica (SEM)	279
16.1.3	Microscopia a trasmissione elettronica (TEM)	279
16.1.4	Microscopia elettronica a scansione laser (LSM)	279
16.2	Tecniche microscopiche per l'analisi dell'interfaccia tessuti e materiali protesici	280
16.2.1	Sistema di taglio	280
16.2.2	Sistema di microabrasione	281
	<i>Bibliografia capitolo 16</i>	281

CAPITOLO 17 PROTESI FISSA

17.1	Impronte e modelli di studio	283
17.2	Progettazione in protesi fissa	284
17.3	Set up e ceratura diagnostica di PK Thomas	284
17.3.1	L'occlusione cuspidale-fossa secondo PK Thomas	284
17.3.2	La modellazione in cera secondo PK Thomas	285
17.3.2.1	Strumentario necessario	286
17.3.2.2	Preparazione dei modelli alla ceratura	286
17.3.2.3	Modellazione dei coni cuspidali	286
17.3.2.4	Modellazione delle creste marginali	287
17.3.2.5	Modellazione delle creste triangolari e delle creste oblique	287
17.3.2.6	Modellazione dei solchi di sviluppo	287
17.3.2.7	Modellazione dei solchi supplementari	287
17.3.2.8	Modellazione delle creste supplementari	288
17.3.2.9	Controllo delle fosse	288
17.4	Protesi fissa provvisoria	288
17.4.1	Caratteristiche generali	288
17.5	Protesi fissa definitiva	289
17.6	Realizzazione modello master con monconi sfilabili	289
17.6.1	Realizzazione dei monconi sfilabili a perni	289
17.7	Modellazione in cera del manufatto protesico	290
17.8	La fusione per centrifuga e la pressofusione	290
17.9	Rifinitura del getto fuso	291
17.9.1	Metodo chimico	291
17.9.2	Metodo chimico fisico	291
17.9.3	Pulitura con metodo meccanico	291
17.9.4	Rifinitura del manufatto	291
	<i>Bibliografia capitolo 17</i>	291

CAPITOLO 18 PROTESI IN METALLO-CERAMICA

18.1 Sistema ceramico-metallico	293
18.1.1 Legame metallo-ceramica	294
18.1.2 Sistema metallo-ceramica in foglio	294
18.1.3 Sistema AGC (Auro Galva Crown)	294
18.2 Caratteristiche dei forni per ceramica: decontaminazione e taratura	295
18.3 Proprietà delle leghe per ceramica	295
18.4 Tecniche di studio dell'interfaccia metallo-ceramica	296
<i>Bibliografia capitolo 18</i>	296

CAPITOLO 19 PROTESI SU IMPIANTI

.....	297
<i>Bibliografia capitolo 19</i>	298

CAPITOLO 20 PROTESI TOTALE

20.1 Sviluppo del modello definitivo	299
20.2 Realizzazione delle basi di registrazione	300
20.2.1 Limiti delle basi	300
20.2.2 Resina fotopolimerizzabile	301
20.2.3 Resina autopolimerizzabile	301
20.2.4 Rifinitura	302
20.3 Costruzione dei valli in cera	302
20.4 Montaggio in articolatore	304
20.5 Scelta dei denti: forma, colore e dimensione	304
20.6 Montaggio dei denti diattorici	305
20.6.1 Montaggio multilocalmente ed indipendentemente stabile	305
20.6.2 Rispetto della zona neutra	305
20.6.3 Occlusione bilanciata bilaterale	305
20.6.4 Morfologia oclusale	305
20.6.5 Fasi del montaggio	306
20.7 La muffolatura	306
20.8 Rifinitura della protesi	306
<i>Bibliografia capitolo 20</i>	306

CAPITOLO 21 PROTESI PARZIALE

21.1 Classificazione di Kennedy	307
21.2 Protesi scheletrata	307
21.2.1 Progettazione di una protesi scheletrata	309
21.2.1.1 Studio del modello	309
21.2.1.2 Realizzazione della protesi in laboratorio	309
<i>Bibliografia capitolo 21</i>	309

CAPITOLO 22 PROTESI COMBINATA

22.1 Cenni sulla protesi telescopica	311
22.2 La ritenzione tra patrice e matrice	312
22.2.1 Il principio dell'accoppiamento conico	313
22.3 Protesi telescopica liberamente rimovibile (dal paziente)	314
22.3.1 Indicazioni	315
22.4 Protesi telescopica fissa	316
22.4.1 Indicazioni	316
22.5 Protesi telescopica facoltativamente rimovibile (dall'odontoiatra)	317
<i>Bibliografia capitolo 22</i>	317

CAPITOLO 23 ASPETTI GIURIDICI

23.1 Disinfezione e sterilizzazione dei materiali da impronta e accessori	319
23.2 Il rischio infettivo nel laboratorio di protesi	320
23.2.1 Valutazione del rischio (Art. 271 D.L.vo 81)	320
23.2.2 Obblighi del datore di lavoro	321
23.3 Direttiva 93/42/CEE: dispositivi dentali su misura	322
23.3.1 Adempimenti del settore odontoiatrico ed odontotecnico	322
23.3.2 Definizioni	323
23.3.2.1 Definizioni desumibili dalla Direttiva 93/42 CEE	323
23.3.2.2 Definizioni usate nel documentare e registrare le fasi di lavorazione, desumibili dalle norme della serie ISO-EN-UNI 9000 - 46000 per dispositivi medici	326
23.3.3 Campo di applicazione e classificazione dei prodotti	326
23.3.3.1 Riferimenti normativi	326
23.4 Codice della privacy	327
23.4.1 Decreto legislativo n.196/2003	327
23.4.1.1 Dati e soggetti	327
23.5 Gestione dei rifiuti	331
<i>Bibliografia capitolo 23</i>	333

INDICE ANALITICO

.....	335
-------	-----

GLOSSARIO

.....	341
-------	-----

CAPITOLO 1

**CONCETTI
INTRODUTTIVI****1.1 Classificazione della materia**

Si definisce materia tutto ciò che occupa uno spazio e ha una massa; essa è costituita da unità fondamentali chiamate atomi. In natura esistono 90 tipi di atomi che compongono gli elementi chimici. Tutte le sostanze e gli organismi viventi sono formati da questi elementi combinati tra loro in differenti maniere. Gli atomi a loro volta sono costituiti da particelle: i protoni con carica elettrica positiva, i neutroni privi di carica elettrica e con massa uguale ai protoni ed infine gli elettroni dotati di carica elettrica negativa e di una massa circa duemila volte inferiore. I protoni ed i neutroni si trovano nel nucleo dell'atomo, mentre gli elettroni ruotano in differenti livelli attorno al nucleo. L'atomo è elettricamente neutro grazie alla presenza in numero uguale di protoni ed elettroni. Il numero dei protoni presenti ne definisce anche il numero atomico. Vengono definiti isotopi gli atomi con stesso numero atomico ma con un differente numero di neutroni e quindi con una differente massa atomica. Gli elettroni si dispongono attorno al nucleo in differenti livelli energetici: il primo può contenere solo due elettroni, il secondo otto, il terzo diciotto e così via. La configurazione elettronica rende instabili quasi tutti gli atomi, con l'eccezione dei gas nobili (elio, neon, argo, cripto, xeno e radon), e ciò determina la necessità di combinarsi con altri elementi per ottenere una configurazione stabile. La condizione che rende stabili i gas nobili è l'averne nel livello energetico più esterno otto elettroni. Gli atomi ordinati in base al numero atomico ed alla struttura elettronica sono raccolti nella tavola periodica degli elementi messa a punto nel 1869 dal chimico russo Dmitrij Mendeleev. Essa si articola in gruppi e periodi:

- › ogni gruppo (colonna della tabella) comprende gli elementi che hanno la stessa configurazione elettronica esterna e quindi caratteristiche chimiche simili;
- › ogni periodo (riga della tabella) è caratterizzato da una sequenza di elementi con numero atomico che aumenta di una unità ad ogni passaggio.

I legami chimici determinano l'unione di più atomi per formare le molecole, che risultano energeticamente più stabili dei componenti presi separatamente. La formazione di un legame chimico coinvolge gli elettroni che possono essere trasferiti da un atomo all'altro oppure essere condivisi tra di essi. Quando si formano legami chimici l'energia totale del sistema costituitosi è minore dell'energia totale degli atomi separati. La formazione di un legame chimico permette la liberazione di una determinata quantità di energia mentre per rompere un legame chimico è necessario impiegare una determinata quantità di energia. I legami chimici possono essere di tipo atomico, elettrostatico o metallico (fig. 1).

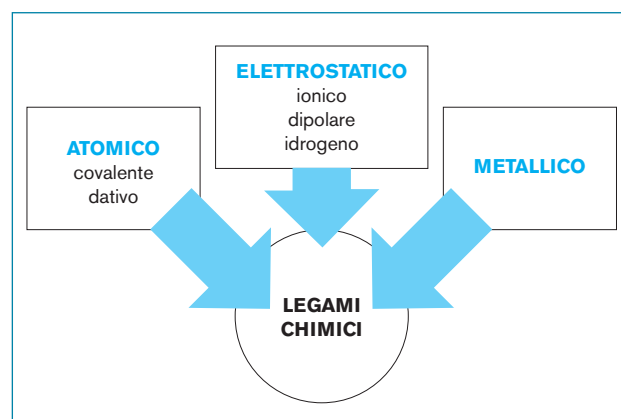


FIG. 1 Tipologia di legami chimici esistenti in natura.

Nei legami di tipo atomico sono considerati il covalente ed il dativo; negli elettrostatici, lo ionico, il dipolare e l'idrogeno.

Il legame di tipo covalente si realizza tra due atomi appartenenti alla categoria dei non metalli che mettono in compartecipazione una coppia di elettroni in un orbitale esterno che abbraccia entrambi gli atomi. Si definisce un legame covalente puro od omopolare quello che s'instaura fra due atomi dello stesso tipo: è il caso tipico dell'idrogeno, dell'ossigeno, dell'azoto atmosferico ecc. Nei legami covalenti gli elettroni condivisi orbitano attorno ai nuclei vincolandoli a restare vicini. Il legame di tipo dativo si determina quando la coppia di elettroni che genera il legame viene fornita solo da uno dei due atomi coinvolti. Tale atomo è denominato donatore, mentre l'altro si definisce accettore ed è in grado di mettere a disposizione lo spazio in un orbitale esterno per gli elettroni coinvolti nel legame.

Il legame di tipo ionico si forma tra atomi che hanno una differente elettronegatività con il trasferimento di un elettrone da un atomo all'altro che resta legato al primo grazie ad interazioni di tipo elettrostatico. La disposizione degli atomi nello spazio non ha la direzionalità del legame covalente. Il legame di tipo dipolare si determina tra molecole costituite da dipoli grazie all'attrazione elettrostatica tra poli di segno differente. Le

energie di legame, definite anche come Forze di Van der Waals, sono molto deboli e possono essere influenzate da fattori esterni quali temperatura e pressione. I legami di tipo idrogeno si instaurano tra molecole in cui la presenza di ioni idrogeno sposta la distribuzione degli elettroni creando dei dipoli dove l'idrogeno rappresenta l'anodo. Questa disposizione permette di realizzare dei legami di tipo elettrostatico.

Il legame di tipo metallico si determina tra elementi che hanno bassi valori di energia di ionizzazione e di elettronegatività. Gli elettroni esterni di tali atomi sono attratti debolmente dai loro nuclei e possono allontanarsi facilmente. Nei metalli allo stato solido gli elettroni esterni non rimangono vincolati al proprio nucleo, ma si muovono per tutto il solido tenendolo in questo modo unito. Tali elettroni sono delocalizzati perché non appartengono ad alcun atomo specifico, ma si possono trovare in qualsiasi zona all'interno del metallo. La struttura dei metalli appare come un reticolo cristallino con nodi occupati da ioni positivi immersi in una nube di elettroni. Tale comportamento è alla base di alcune proprietà tipiche dei metalli, quali la conducibilità elettrica, termica, la lucentezza e la plasticità.

La materia si caratterizza per composizione, struttura e stato di aggregazione (fig. 2). La composizione è dipendente dal tipo o dagli atomi che vengono coinvolti, può essere semplice quando sono presenti atomi tutti uguali, composta quando sono differenti tra loro; la struttura si determina dal tipo o dai tipi di legame che si instaurano tra gli atomi; infine lo stato di aggregazione rappresenta la condizione fisica in cui le sostanze possono presentarsi: solida, liquida e gassosa.

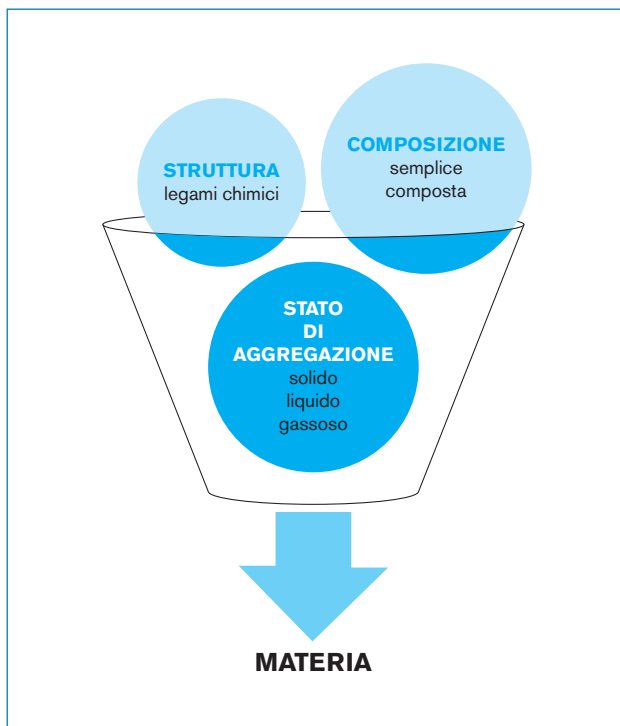


FIG. 2 Fattori che caratterizzano la materia.

1.2 Stati di aggregazione della materia

In base alla disposizione degli atomi, alla loro distanza ed alla loro possibilità di movimento, la materia può trovarsi in differenti stati di aggregazione: solido, liquido o gassoso. Somministrando temperatura e/o pressione si può determinare un cambiamento di stato di aggregazione caratterizzato da differenti proprietà chimiche e fisiche. Mediante il calore si accresce l'energia cinetica di una sostanza e delle sue particelle elementari alterandone i legami chimici e favorendo il passaggio a stati di aggregazione a minor densità, quindi da solidi a liquidi ed infine a gassosi. Al contrario, la sottrazione di calore può determinare il salto su stati a maggior densità, da gassoso a liquido, a solido (fig. 3).

Nello stato gassoso gli atomi o le molecole sono svincolati e perfettamente indipendenti, liberi di muoversi per tutto il recipiente e continuamente in moto. Le particelle di gas urtano in continuazione tra loro oppure con le pareti del recipiente. Assumono la forma del recipiente dove sono contenute poiché le forze di coesione sono molto basse. Per caratterizzare un gas, non è sufficiente indicarne la massa, ma anche il volume del recipiente dove è contenuto. Il comportamento dei gas è condizionato da sollecitazioni dipendenti da pressione e temperatura secondo criteri di proporzionalità che modificano il volume in base alle variazioni di temperatura e pressione. I gas insieme ai liquidi vengono anche denominati fluidi per la capacità che hanno di farsi attraversare da un oggetto solido scorrendo attorno ad esso.

Lo stato liquido è determinato da particelle legate insieme ma in una struttura disordinata che si adatta al reci-

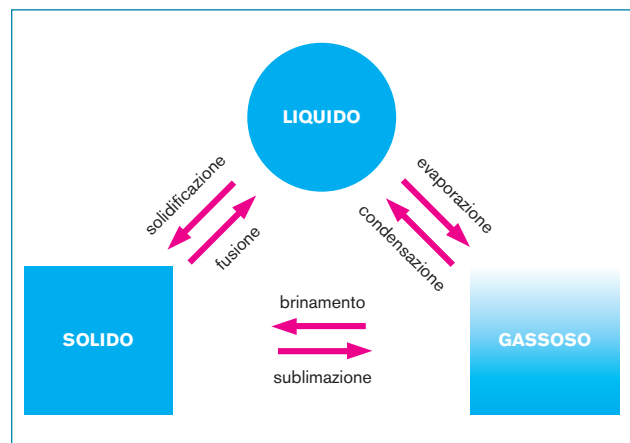


FIG. 3 Cambiamenti di stato di aggregazione della materia.

piante dove è contenuta senza avere una forma propria. I liquidi hanno un volume proprio. Le differenti forze di coesione intermolecolari e la resistenza al movimento all'interno del liquido determinano la viscosità dello stesso, che in genere diminuisce all'aumento della temperatura la quale può anche condizionare il volume del liquido. Tra le proprietà dei liquidi ricordiamo quelle che ne caratterizzano meglio il comportamento e sono utili in ambito odontoiatrico: la capacità di diffusione, la tensione superficiale e la bagnabilità.

I solidi sono caratterizzati da una forma ed un volume propri secondo una struttura microscopica ordinata e definita secondo schemi geometrici caratteristici. Possono essere classificati in base alla loro struttura, ai legami chimici e alle loro proprietà merceologiche.

In base alla struttura si suddividono in solidi cristallini ed amorfi. I primi sono caratterizzati da una struttura ordinata formata da particelle disposte in reticoli cristallini e sono definiti anisotropi. Questo tipo di solido ha una struttura di base definita cella elementare che è la più piccola porzione del reticolo cristallino e ne possiede tutte le caratteristiche geometriche che, ripetute nelle tre direzioni dello spazio, generano l'intero cristallo. I vertici delle celle elementari vengono chiamati nodi. I solidi amorfi hanno una struttura microscopica del tutto disordinata, poiché le particelle che li costituiscono non sono disposte nello spazio con una distribuzione geometrica regolare. Sono simili a liquidi ad altissima viscosità ed hanno proprietà fisiche uguali in tutte le direzioni, cioè sono isotropi. In base ai legami chimici possono essere suddivisi in solidi ionici, covalenti, molecolari e metallici.

I solidi ionici sono tenuti uniti da forze di natura elettrostatica poiché sono composti da un insieme di ioni di segno opposto. Per tale motivo hanno una elevata energia di coesione, una bassa volatilità e temperature di fusione piuttosto elevate che ne determinano alti livelli di durezza. Presentano però anche notevole solubilità in acqua, sono fragili e hanno una scarsa conducibilità.

I solidi covalenti sono costituiti da particelle legate tra loro mediante legami covalenti, come ad esempio il diamante, il silicio o il carburo di silicio. Sono caratterizzati da un'elevata energia di coesione, da temperature di fusione molto alte, sono molto duri ed hanno una scarsa conducibilità elettrica. Sono però fragili poiché i legami covalenti sono fortemente direzionali ed una sollecitazione con distorsione del reticolo determina un'immediata rottura del cristallo.

I solidi molecolari sono caratterizzati da molecole o atomi chimicamente ben identificabili ed i legami che si formano sono deboli, dovuti a forze di Van der Waals o a legami idrogeno. Hanno una bassa temperatura di fusione, una scarsa durezza, un'elevata deformabilità ed una scarsa conducibilità elettrica.

Infine i solidi metallici hanno gli atomi tenuti assieme da un legame di tipo metallico con un reticolo compatto di ioni positivi tenuti insieme da una nube di elettroni delocalizzati in tutta la superficie. Sono caratterizzati da un'elevata densità, un'elevata conducibilità elettrica

e termica, un'elevata temperatura di fusione. Sono lucenti, duttili e malleabili.

1.3 Stati di equilibrio

In una qualsiasi trasformazione in cui non si ottiene una effettiva e completa trasformazione di una sostanza in un'altra, si raggiunge uno stato di equilibrio chimico; in tali condizioni le sostanze coesistono in miscela senza subire ulteriori variazioni nel tempo. Le concentrazioni che si stabiliscono, quando un sistema chimico raggiunge l'equilibrio, riflettono la tendenza intrinseca degli atomi a raggrupparsi sia come molecole dei reagenti sia come molecole dei prodotti. Uno stato di equilibrio è caratterizzato dall'essere invariante nel tempo mantenendo costanti le sue proprietà finché le condizioni restano le stesse. Si definisce equilibrio dinamico quando nell'unità di tempo un ugual numero di molecole passa da uno degli stati all'altro in conseguenza dell'eguaglianza di velocità di trasformazioni opposte; esso viene raggiunto spontaneamente ed indifferentemente a partire da uno qualsiasi degli stati coesistenti. Si definisce equilibrio stabile se da una perturbazione esterna che ne modifica uno dei fattori che lo determinano, il sistema viene allontanato dallo stato di equilibrio ma reagisce e si sposta per raggiungere una nuova condizione di equilibrio opponendosi agli effetti della perturbazione esterna. Lo stato di equilibrio può essere inteso come un compromesso tra due tendenze opposte: la spinta da parte delle molecole ad assumere lo stato di minima energia e la spinta verso uno stato di massimo caos molecolare o massima entropia.

1.4 Soluzioni

Una soluzione è un sistema a due o più componenti che possono essere separati tramite cambiamenti di stato. Le soluzioni possono essere liquido-liquido, liquido-solido, liquido-gas, solido-solido, solido-gas e gas-gas. Viene definita solvente la sostanza che ha lo stesso stato di aggregazione dell'intera soluzione, mentre il soluto è la componente in differente stato di aggregazione. Il solvente è la componente presente in maggiore quantità nella soluzione, il soluto è invece in minor quantità. Il solvente nella soluzione non cambia le sue proprietà fisiche, mentre il soluto in soluzione le modifica. Per solubilità si intende la quantità massima di soluto (in grammi o in moli) che in una soluzione riesce a sciogliersi nell'unità di solvente. La solubilità può essere condizionata da fattori esterni quali temperatura e pressione. Una soluzione si dice satura quando presenta il massimo possibile di soluto. In odontoiatria i valori di solubilità dei materiali dentari rappresentano un fattore molto importante in quanto la loro efficienza e permanenza nel cavo orale è strettamente correlata alla minima tendenza ad entrare in soluzione con i fluidi del cavo orale.

1.5 Sistemi colloidali

Il termine colloide identifica uno stato della materia caratterizzato dalla presenza di particelle con un altissimo grado di suddivisione benché dotate di carica elettrica ed energia di superficie. Il sistema colloidale è formato da due fasi, una si trova dispersa nell'altra allo stato di particelle aventi dimensioni comprese tra 10 \AA e 10.000 \AA . Tali dimensioni conferiscono a questa fase un'enorme area di superficie. Sono classificati in base all'affinità tra soluto (fase dispersa) e solvente (fase disperdente) in colloidali liofobi, liofili.

I liofobi, definiti anche idrofobi se il solvente è l'acqua, hanno scarsa affinità tra le particelle disperse e le molecole del solvente, quindi sono instabili e tendono a risolversi, sono sistemi eterogenei perché esiste una superficie di separazione netta tra le particelle e il mezzo disperdente, sono di natura inorganica, dove la fase dispersa è rappresentata da un solido mentre la disperdente da un liquido.

I sistemi liofili, idrofili se il solvente è l'acqua, sono più stabili per l'affinità tra le due componenti, sono omogenei e si formano per semplice mescolamento. Sono sistemi che comprendono sia soluzioni colloidali di macromolecole (colloidali molecolari), sia soluzioni di aggregati di molecole definiti micelle perché contengono gruppi liofobi con piccole zone liofobe con masse insolubili (colloidali micellari). I sistemi liofili sono altamente concentrati e possono determinare la formazione di una struttura reticolare tridimensionale che ingloba il solvente determinando la formazione di un gel. I gel a loro volta possono essere distinti in reversibili ed irreversibili. I reversibili hanno la possibilità di assumere le caratteristiche di solidi elastici se privati del solvente ma possono tornare allo stato di gel dopo essere rientrati in contatto con il solvente. Gli irreversibili, se vengono privati del solvente assumono la formulazione di solidi incapaci di tornare allo stato di gel. Alcuni gel sono definiti tixotropici per la caratteristica di liquefarsi quando vengono agitati e di gelificarsi quando sono a riposo. Viene definita sineresi la caratteristica di molti gel di andare incontro a contrazione e ad essudare solvente se mantenuti in contenitori chiusi. I materiali d'impronta idrocolloidali irreversibili, denominati anche alginati, e gli idrocolloidali reversibili a base di agar sono i più diffusi prodotti odontoiatrici che si basano su sistemi colloidali. In odontoiatria preventiva e restaurativa esistono numerosi materiali in formulazione gel che ne semplificano sulle superfici dentarie.

1.6 Adesione e adsorbimento

L'adesione è un fenomeno che definisce l'attacco di due corpi costituiti da sostanze differenti. A livello delle particelle elementari si realizza mediante l'attrazione di atomi o molecole sempre presente tra loro quando vengono in contatto. La forza di legame dipende dalla quantità di forza presente su ogni sito di contatto

e può essere condizionata da variazioni termiche con differenti coefficienti di espansione dimensionale o da variazioni durante le reazioni di presa. I solidi, a livello atomico, presentano superfici ruvide, il che comporta solo un contatto puntiforme; quindi è necessaria l'interposizione di uno strato adesivo intermedio. Esistono due meccanismi di adesione: chimica e meccanica. La prima si realizza con il coinvolgimento di atomi e molecole, mentre la seconda si ottiene mediante l'incastro o la compenetrazione di una fase nella superficie dell'altra. Spesso le due tipologie di adesione coesistono.

L'adsorbimento è un meccanismo chimico-fisico per cui molecole, atomi o ioni formano un legame chimico o instaurano un'interazione di tipo chimico-fisico attraverso forze di Van der Waals sulla superficie di legame. Questi due tipi di adsorbimento differiscono per la diversa entità delle forze di legame, quelle di tipo chimico hanno dei valori dieci volte superiori a quelli di tipo fisico. Tutti i protocolli operativi odontoiatrici che impiegano sistemi resinosi compositi sfruttano meccanismi di legame chimico-fisico che si esercita tra materiali e tra di essi e superfici di smalto e dentina. Lo sviluppo dei sistemi di adesione ha raggiunto forze di legame che superano la forza masticatoria.

1.7 Coesione

La coesione è la forza di attrazione che si crea tra le particelle elementari di una stessa sostanza. Essa è dovuta alla somma di forze molecolari d'intensità differente che determinano gli stati di aggregazione della materia. Nello stato solido la coesione è molto intensa, nello stato liquido è minore ed è quasi nulla nello stato gassoso. Le variazioni di temperatura possono modificare le forze di coesione determinando un cambiamento di stato di aggregazione della materia.

1.8 Tensione superficiale e coefficiente di bagnabilità

I liquidi sono composti da molecole che interagiscono tramite forze di coesione, principalmente di origine elettrica, che dipendono fortemente dalla distanza intermolecolare. Tale distanza è caratteristica per ogni tipo di molecole. La sua variazione condiziona le distribuzioni elettroniche e le molecole iniziano a sovrapporsi con una forza attrattiva che decresce in valore assoluto con la distanza ed al di sotto di valori specifici per ogni tipo di molecole la forza elettrostatica repulsiva si oppone a questa sovrapposizione, crescendo rapidamente al diminuire della distanza intermolecolare.

Ogni molecola che si trova nell'interno di un liquido o di un solido è soggetta a forze di attrazione bilanciate esercitate dalle altre molecole che la circondano, invece quando si trova sulla superficie è soggetta a forze di attrazione non bilanciate che ne determinano uno stato di maggiore energia.

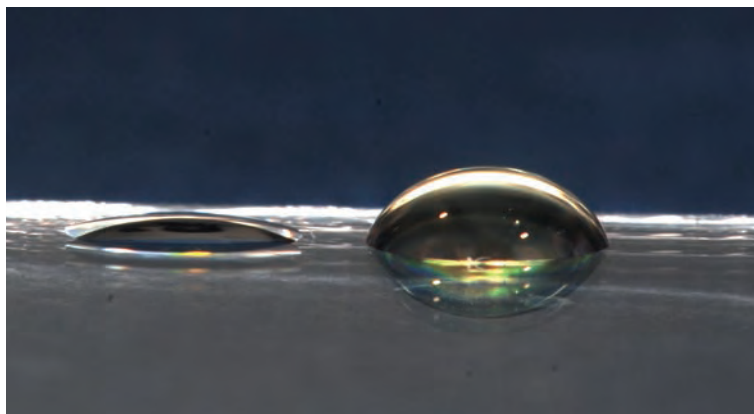


FIG. 4 Differenti tendenze a bagnare una superficie in vetro da parte di un primer di un sistema adesivo smaltodentinale, a sinistra, rispetto al bonding dello stesso sistema, a destra.

Per incrementare l'area della superficie libera di una sostanza, vale a dire aumentare il numero di molecole superficiali, è necessario compiere un lavoro, che serve a fornire alle molecole che si trovano nell'interno l'energia che esse posseggono in superficie.

Il lavoro richiesto per incrementare di una unità l'area della superficie fra un liquido e un solido, tra un liquido ed un gas è definito "tensione superficiale del liquido" e si misura in forza per centimetro di superficie e l'unità di misura è il Dyne per centimetro. La temperatura, il grado di purezza dei liquidi condizionano i valori di tensione superficiale così come l'aggiunta di detergenti ed agenti tensioattivi. Tipologie di fenomeni quali la sfericità delle goccioline di acqua sulla superficie di un vetro, il galleggiamento in acqua delle polveri sono provocati dalla tensione superficiale.

La tendenza a bagnare di un liquido si manifesta mediante la sua tendenza a diffondersi sulla superficie del solido. Essa viene misurata attraverso l'angolo di contatto che si forma tra le due sostanze, che è il risultato del bilanciamento tra le energie di superficie e di interfaccia. Se le molecole del liquido sono attratte dal solido con una forza più alta di quella coesiva esistente tra le molecole stesse, il liquido bagnerà il solido completamente e l'angolo sarà vicino allo zero, mentre tanto meno il solido permetterà la diffusione del liquido, maggiore sarà l'angolo di contatto (fig. 4).

La bagnabilità di un solido da parte di una sostanza liquida è condizionata quindi dall'energia di superficie del corpo da bagnare, a sua volta dipendente dalla ruvidità e dalla presenza di impurità, dalla tensione superficiale del liquido, condizionabile come abbiamo visto con l'aggiunta di tensioattivi o l'aumento della temperatura. I sistemi di adesione smaltodentinale, tutti i materiali d'impronta, le leghe metalliche che vengono fuse in laboratorio per la realizzazione di manufatti protesici debbono avere energia superficiale, coefficienti di bagnabilità idonei al loro impiego funzionale.

1.9 Capillarità

Il fenomeno capillare rappresenta la capacità dei liquidi di penetrare in tubi sottili, in fessure o in spazi ristretti

tra due piani affacciati. Il liquido all'interno del tubo può raggiungere un livello superiore od inferiore a quello del liquido esterno al capillare a seconda che bagni o meno le pareti del tubo. Le forze in gioco che si manifestano in tale fenomeno sono la coesione, l'adesione e la tensione superficiale. L'innalzamento o la depressione del liquido all'interno del capillare è inversamente proporzionale al raggio del tubo, se l'angolo tra liquido e solido è minore di 90° il liquido sale, se invece è maggiore di 90° il liquido decresce rispetto al livello esterno. Il fenomeno capillare è alla base dei meccanismi che regolano l'infiltrazione marginale tra denti e restauri conservativi e la tenuta delle basi protesiche ai tessuti molli orali.

1.10 Viscosità

La viscosità è un fenomeno dei fluidi dipendente da una forma di attrito interno fra strati adiacenti che si oppone allo scorrimento dell'uno sull'altro. La viscosità è una grandezza fisica che indica la resistenza allo scorrimento ed è dipendente dal tipo di fluido e dalla temperatura. La scelta del materiale d'impronta e la tecnica d'impronta sono strettamente dipendenti dal tipo di viscosità del prodotto utilizzato.

1.11 Polimeri e polimerizzazione

Il termine polimero deriva dalle parole greche poli=molte e meri=parti ad indicare una sostanza strutturalmente composta da molte unità fondamentali ripetute nella molecola al fine di ottenere determinate proprietà chimiche e fisiche. Le unità strutturali che determinano i polimeri sono definite monomeri, con differente dimensione e peso molecolare, e ciò rende difficoltoso determinare il valore limite del numero di segmenti monomerici in una molecola prima che possa essere classificata come polimero. L'International Union of Pure and Applied Chemistry dal 1952 ha adottato una classificazione che ne definisce nomenclatura e proprietà (tab. 1).

Si definisce omopolimero la catena polimerica costituita da un singolo tipo di monomero; copolimero la catena determinata da due differenti unità monomeriche;

OLIGOMERI	POLIMERI
<p>Composti contenenti unità ripetenti con pesi molecolari minori di 1500 con lunghezze delle catene inferiori a 50 Å. Non hanno proprietà polimeriche, sono solubili, possono essere distillati e formare masse cristalline o amorfe.</p>	<p>Bassi Polimeri: intervallo di peso molecolare 1.500-5.000 Dalton, formati da 20-100 unità, lunghezza catena 50-500 Å; non sono distillabili e, se lineari, fondono senza notevole aumento di volume; danno soluzioni poco viscoso e le loro proprietà colloidali non sono significative.</p> <p>Mesopolimeri: intervallo di peso molecolare 5.000-10.000 D, formati da 100-200 unità, lunghezza catena 500-2.500 Å; non sono distillabili e, se lineari, mostrano aumento di volume.</p> <p>Alti Polimeri: pesi molecolari superiori a 10.000 D quasi sempre con più di 100 unità nella catena, lunghezze superiori a 2.500 Å; non sono distillabili; se lineari liquefano con elevato aumento di volume, le loro soluzioni diluite sono molto viscoso e generalmente formano film e fibre resistenti.</p>

TAB. 1 Classificazione oligomeri e polimeri secondo l'International Union of Pure and Applied Chemistry.

terpolimero quella con tre differenti unità monomeriche in sequenza ecc.

I copolimeri a loro volta possono essere suddivisi in:

- copolimeri statistici dove la distribuzione dei due monomeri è casuale;
- copolimeri alternanti, costituiti da sequenze regolarmente alternate delle due unità monomeriche;
- copolimeri a blocchi, formati da sequenze di blocchi delle due unità monometriche;
- copolimeri ad innesto in cui blocchi di un monomero sono innestati sullo scheletro dell'altro.

La struttura spaziale di queste sequenze può essere lineare, ramificata o reticolata. Le molecole lineari e ramificate sono separate e distinte, mentre le molecole reticolate grazie alla loro interconnessione possono dar luogo ad una molecola gigante. In rapporto alla temperatura possono essere termoplastiche o termoidurenti, proprietà molto importante negli impieghi odontoiatrici.

I polimeri possono essere suddivisi in naturali e di sintesi; quelli naturali a loro volta in polisaccaridi, proteine, gomme e resine, mentre quelli di sintesi in plastiche, elastomeri e fibre. I polimeri naturali sono molto più complessi di quelli sintetici.

La formazione di un polimero, sia sintetico che naturale, è il risultato di una serie di eventi in cui le unità monomeriche sono unite insieme a formare molecole di grandi dimensioni. In nessun polimero, tuttavia, le molecole sono tutte strettamente della stessa dimensione (omodisperso), accanto a molecole molto grandi il polimero può contenere molecole relativamente piccole o di dimensioni intermedie. Quindi i polimeri sono tutti più o meno eterogenei rispetto alla massa molecolare, sono cioè polidispersi. Sono caratterizzati non da un singolo peso molecolare ma da una distribuzione di pesi molecolari.

1.12 Reazione di polimerizzazione

Il processo che consente di ottenere il polimero a partire dai monomeri viene definito reazione di polimerizza-

zione. Tale reazione può essere condizionata da alcuni fattori quali la presenza di catalizzatori, dalla pressione, dalla temperatura, dall'azione di onde elettromagnetiche ecc. La gran parte delle reazioni possono essere suddivise in polimerizzazione per condensazione e per addizione. Alla prima prendono parte, di solito, due o più monomeri di tipo diverso, i quali si uniscono perdendo alcuni dei propri atomi, che vanno poi a combinarsi fra loro per formare altre piccole molecole residue ad esempio H_2O , HCl ecc. Nella reazione per addizione, invece, le catene molecolari si accrescono per continua addizione di sempre nuove unità di monomero alle loro estremità, senza dar luogo ad eliminazione di altre sostanze. Alla reazione di polimerizzazione, in generale, può prendere parte un numero molto variabile di molecole di monomero, quanto più elevato è il numero delle catene e quindi quanto più elevato è l'intreccio di tali catene, tanto maggiori risulteranno la densità, la durezza e la rigidità del polimero e tanto minori la lavorabilità e la solubilità.

L'intero processo comprende tre stadi: iniziale, di accrescimento e terminale. Lo stadio iniziale implica la presenza di radicali liberi che inneschino la reazione a catena fornendo l'energia necessaria per l'apertura dei legami chimici nei gruppi terminali dei monomeri. Tali radicali derivano dalla decomposizione di alcuni prodotti chimici definiti iniziatori rappresentati principalmente da perossidi ed altri reagenti, quali il canforochinone per le resine. L'iniziatore, per poter essere a sua volta attivato, necessita di un acceleratore di tipo chimico, comunemente un'ammina terziaria, oppure di tipo fisico quale il calore o le radiazioni elettromagnetiche a determinate lunghezze d'onda, mediante specifiche lampade. Una volta formati i radicali liberi, reagendo con una molecola di monomero, provocano l'apertura dei legami chimici lasciando un legame insaturo in modo che il complesso funga a sua volta da radicale libero, così da proseguire la reazione. La tappa successiva di accrescimento si svolge per continua addizione dei singoli monomeri. Il processo determina l'espansione tridimensionale della catena mediante trasferimento di

radicali liberi all'estremità terminale dell'unità appena legata. Il terzo stadio del processo di polimerizzazione, quello terminale, consiste nel trasferimento della reattività di un radicale libero ad un'altra catena, la quale, mentre completa l'accrescimento avvia la continuazione della successiva.

Tutti i materiali compositi, i sistemi di cementazione a base resinosa ed i materiali d'impronta elastici vengono impiegati utilizzando sistemi di polimerizzazione chimica, fisica o mista per determinare la loro solidificazione.

Bibliografia

- Archer RD. Inorganic and Organometallic Polymers. John Wiley and Sons; 2001.
- Atkins PW, De Paula J. Chimica fisica. Bologna: Ed. Zanichelli; 2004.
- Champe PC, Harvey R, Ferrier DR. Le basi della Biochimica. Bologna: Ed. Zanichelli; 2006.
- Cowie G, Arrighi V. Polymers: chemistry and physics of modern materials. CRC Press; 2007.
- Laird BB. Chimica Generale. New York: Ed. MacGraw-Hill; 2010.
- Marchese B. Tecnologia dei materiali e chimica applicata. Napoli: Liguori Editore; 1975.
- Ram Arie. Fundamentals of polymer engineering. Ed. Springer; 1997.
- Silberberg MS, Licoccia S. Chimica. La natura molecolare della materia e delle sue trasformazioni. New York: Ed. MacGraw-Hill; 2008.
- Sperling LH. Introduction to physical polymer science. John Wiley and Sons; 2006.

CAPITOLO 2

ANATOMIA, FISIOLOGIA E PATOLOGIA DEI DENTI

2.1 Proprietà morfologiche, meccaniche e fisiologiche dei denti e dell'apparato stomatognatico

2.1.1 La struttura dei denti

I denti, insieme con le ossa mascellari e con i muscoli, sono strutture preposte alla masticazione (fig. 1); in particolare tagliano, macinano e frantumano il cibo. Hanno, però un ruolo importante anche in altre funzioni quali: la fonazione, la deglutizione, l'occlusione e l'estetica. Sono gli elementi più specializzati dell'apparato masticatore. Sono uniti (gonfosi) alle ossa mascellari attra-

verso il legamento alveolo dentale. L'atrofia, la crescita e la scomparsa dell'osso alveolare sono regolate dalla presenza degli stessi denti.

I denti sono inseriti nei singoli alveoli, collegati all'osso alveolare attraverso fibre desmodontali che li sostengono permettendo una certa mobilità fisiologica. Le fibre desmodontali uniscono il cemento radicolare all'osso alveolare che costituisce il processo alveolare delle ossa mascellari e della mandibola. Le ossa mascellari sono fisse mentre la mandibola è un osso mobile e si articola con le ossa del cranio attraverso l'articolazione temporo-mandibolare (ATM).

I movimenti della mandibola sono possibili grazie ai muscoli masticatori maggiori massetere, temporale, pterigoideo interno ed esterno.

2.1.2 Anatomia dell'apparato stomatognatico

Il complesso dento-parodontale (fig. 2) è costituito da denti e apparato parodontale.

› I denti sono suddivisi in:

- corona;
- colletto;
- radice.

La corona dentale è la parte visibile nel cavo orale ed è costituita da smalto, dentina, polpa camerale.

Il colletto, o giunzione amelo-cementizia, è il punto di passaggio tra corona e radice dove lo smalto, che ricopre la corona, e il cemento radicolare confinano.

La radice è la parte del dente inserita nell'osso alveolare

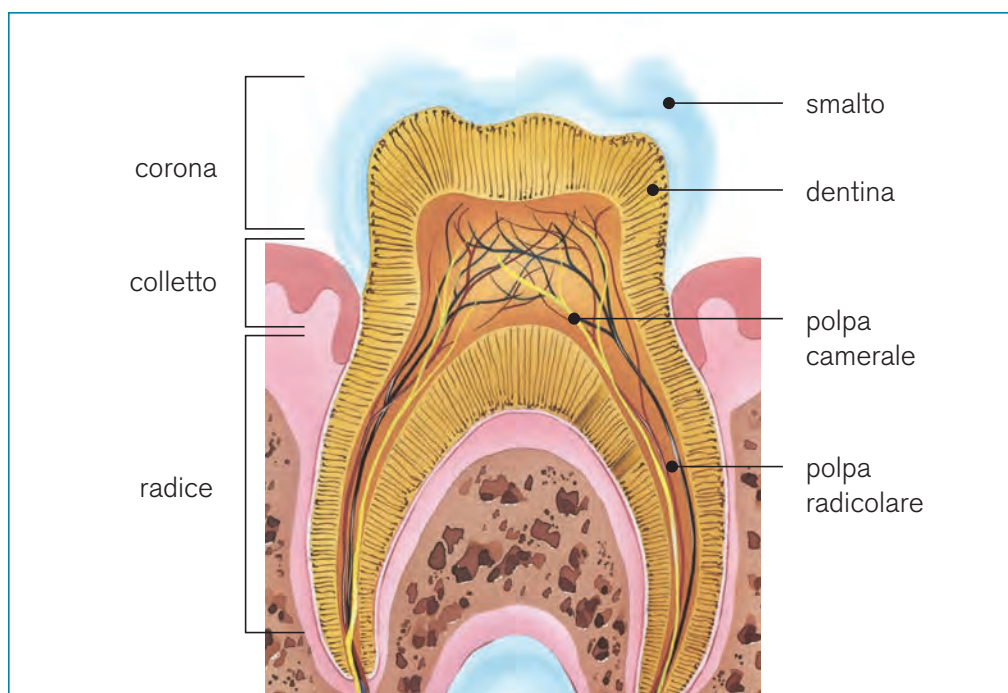


FIG. 1 Struttura dei denti.

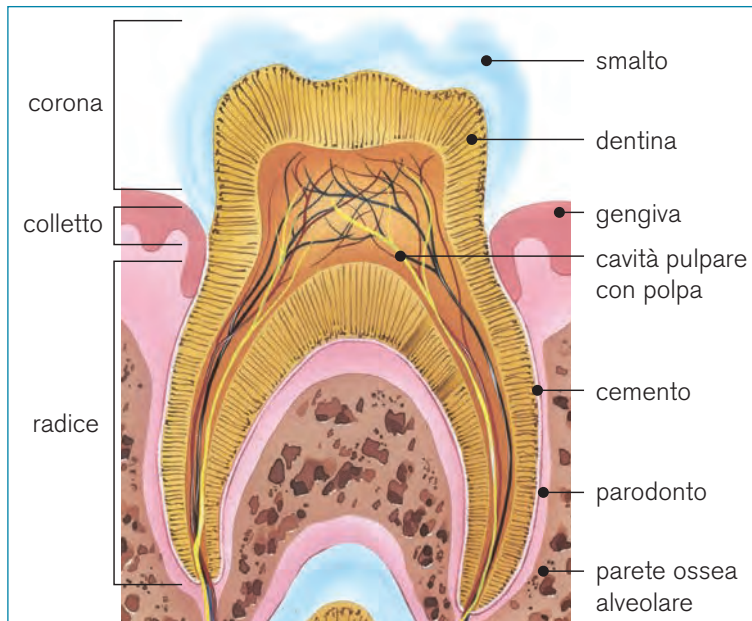


FIG. 2 Anatomia dell'apparato stomatognatico.

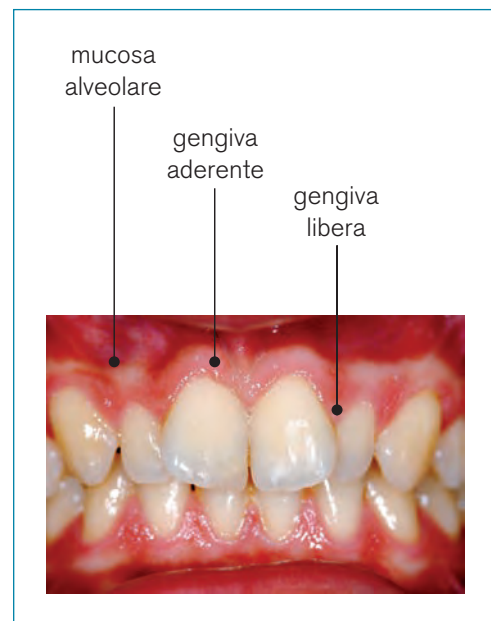


FIG. 3 Descrizione della gengiva.

ed è costituita da cemento, dentina, polpa radicolare.

› L'apparato parodontale è composto da:

- gengiva;
- osso alveolare;
- legamento dento-alveolare;
- cemento radicolare.

La gengiva (fig. 3) è distinta in:

- › marginale o libera, che circonda il colletto dei denti, aderisce allo smalto attraverso l'attacco epiteliale e costituisce il solco gengivale;
- › aderente, che va dalla base del solco alla giunzione mucogengivale;
- › non aderente, o mucosa alveolare, che si estende dalla giunzione mucogengivale al restante vestibolo orale.

La gengiva è unita al dente per mezzo di fasci di fibre. Le fibre circolari situate attorno al colletto, le fibre alveolo-gengivali, che vanno dall'osso alveolare alla lamina propria della gengiva, e le fibre dento-gengivali, che vanno dal cemento radicolare alla lamina propria della gengiva. L'osso alveolare è parte del processo alveolare del mascellare e della mandibola; è costituito da una corticale esterna, una interna e da osso spugnoso intercorticale. Il legamento dento-alveolare è costituito da fasci connettivo-fibrosi che legano il dente all'osso alveolare: fungono da ammortizzatori per le forze derivanti dai carichi masticatori. Si distinguono in fibre trasversali ed alveolari.

Le fibre trasversali uniscono il cemento di denti adiacenti sopra le creste alveolari. Le fibre alveolari collegano il cemento dei denti all'osso alveolare e si dividono in fibre orizzontali e oblique e apicali.

2.1.3 Classificazione dei denti

2.1.3.1 Divisione in quadranti

Le arcate dentarie sono normalmente distinte in 4 quadranti, tracciando due linee (fig. 4): una orizzontale, che divide l'arcata superiore da quella inferiore, e una sagittale, che passa fra gli incisivi centrali ortogonale alla linea orizzontale.

La formula dentaria

L'uomo ha due dentizioni successive (difiodontia): la dentatura decidua e quella permanente.

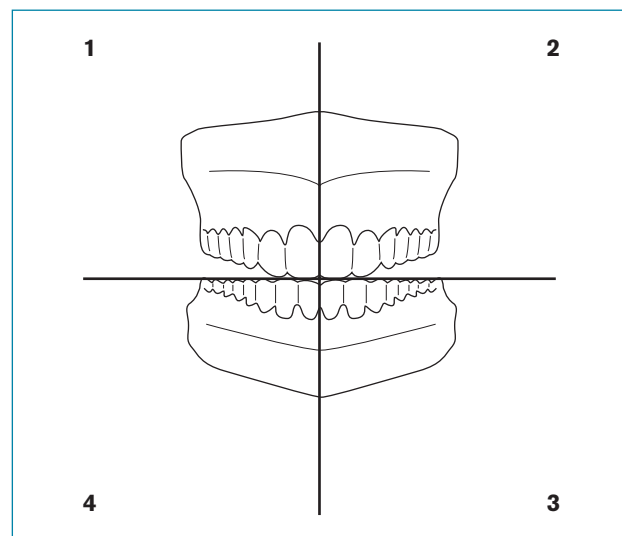


FIG. 4 Divisione in quattro quadranti.

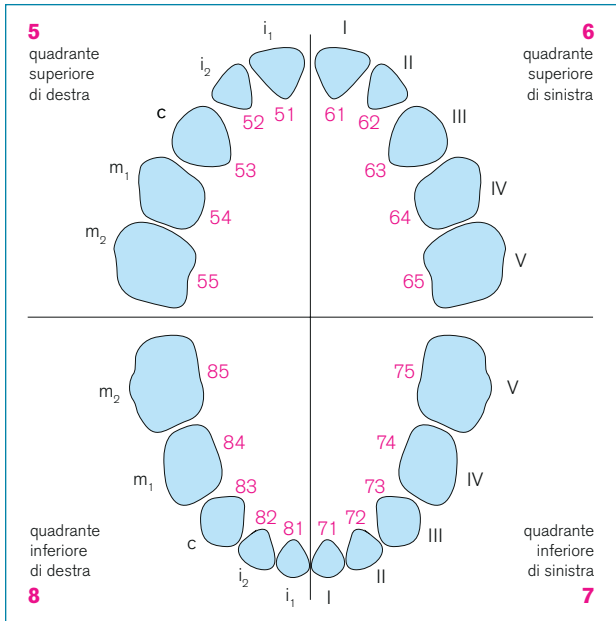


FIG. 5 Dentatura decidua.

Nomenclatura di Palmer

i = incisivo c = canino m₁ = primo molarino m₂ = secondo molarino
 I = incisivo centrale II = incisivo laterale III = canino IV = primo molarino V = secondo molarino

Nomenclatura internazionale normalizzata dall'OMS

5.1, 5.2, ... 6.1, 6.2... 7.1, 7.2... 8.1, 8.2...

La dentatura decidua (fig. 5) è costituita da 20 denti, cinque per emiarcata distinti in: incisivo centrale, incisivo laterale, canino, primo molarino, secondo molarino. Per identificare i denti decidui, la bocca viene divisa ugualmente in quadranti, ma varia la numerazione.

Esempi

- > Incisivo centrale superiore di destra: 5.1.
- > Primo molarino inferiore di sinistra: 7.4.

Il primo numero indica il quadrante e il secondo numero indica la posizione che il dente occupa nell'arcata.

La dentatura permanente (fig. 6) è costituita da 32 denti, otto per emiarcata, che si distinguono in: incisivo centrale, incisivo laterale, canino, primo premolare, secondo premolare, primo, secondo e terzo molare.

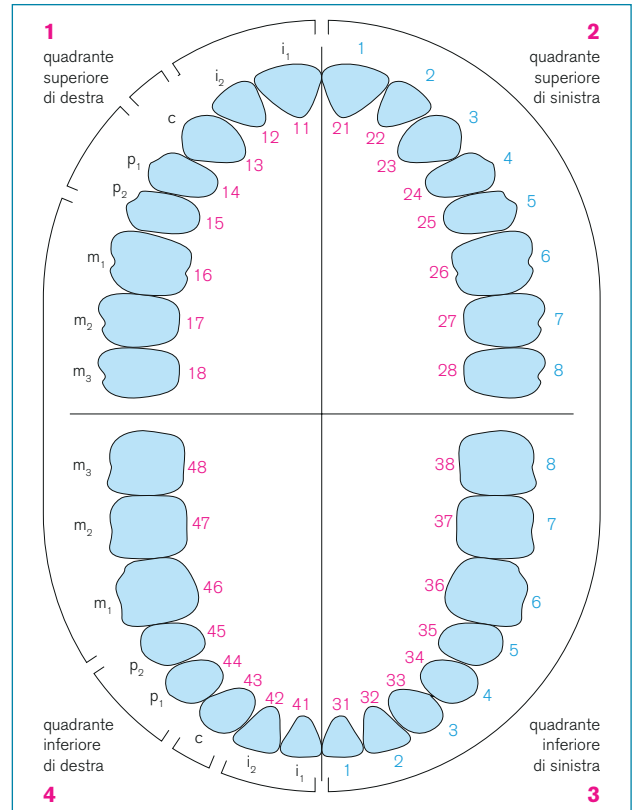


FIG. 6 Dentatura permanente.

Nomenclatura di Palmer

I = incisivo c = canino p₁ = primo premolare p₂ = secondo premolare
 m₁ = primo molare m₂ = secondo molare m₃ = terzo molare
 1 = incisivo centrale 2 = incisivo laterale 3 = canino 4 = primo premolare
 5 = secondo premolare 6 = primo molare 7 = secondo molare 8 = terzo molare

Nomenclatura internazionale normalizzata dall'OMS

1.1, 1.2, ... 2.1, 2.2, ... 3.1, 3.2, ... 4.1, 4.2, ...

Esempi

- > Incisivo centrale superiore di destra: 1.1.
- > Primo molare inferiore di sinistra: 3.6

I tempi di eruzione riportati nelle tabelle 1 e 2 devono essere considerati indicativi, in quanto vi è una grande variabilità da bambino a bambino.

DENTATURA DECIDUA	TEMPI DI ERUZIONE
Incisivi centrali inferiori	6° mese
Incisivi centrali superiori	10° mese
Incisivi laterali inferiori e superiori	12° mese
Primo molarino superiore e inferiore	16° mese
Canino superiore e inferiore	20° mese
Secondo molarino superiore e inferiore	30° mese

TAB. 1 Tempi di eruzione della dentatura decidua.

DENTATURA PERMANENTE	TEMPI DI ERUZIONE
Fase iniziale	
Incisivi centrali inferiori	6 anni
Primi molari superiori e inferiori	6 anni
Incisivi centrali superiori	7 anni
Incisivi laterali inferiori e superiori	8/9 anni
Fase intermedia 1 anno e mezzo nelle femmine 2 anni nei maschi	
Primi premolari sup. e inf. e canino inferiore	10 ½ anni
Secondi premolari superiori e inferiori	11 ½ anni
Canini superiori	12 anni
2° Molare superiore e inferiore	13 anni
3° Molare superiore e inferiore	16 anni

TAB. 2 Tempi di eruzione della dentatura permanente.

2.1.4 La morfologia dei denti

Riconosciamo nei denti 5 facce.

Occlusale o masticatoria, che rappresenta la superficie masticatoria del dente, ha un'ampiezza massima a livello dei premolari e molari e si riduce a livello degli incisivi e canini a un margine, da ciò il nome di faccia marginale.

Vestibolare, che rappresenta la superficie del dente che guarda verso le guance e le labbra, cioè verso il vestibolo orale.

Linguale o palatina che rappresenta la superficie che guarda verso la lingua (arcata inferiore) o verso il palato (arcata superiore).

Due facce interprossimali corrispondono alle superfici di contatto dei denti fra loro e si dividono in faccia mesiale e distale. La faccia mesiale è quella che guarda verso il piano sagittale che passa tra gli incisivi centrali, la faccia distale è quella che guarda dalla parte opposta.

2.1.4.1 Incisivi

Hanno la corona a forma di scalpello, la loro funzione è di incidere, tagliare il cibo. Sono presenti due incisivi per emiarcata, uno centrale ed uno laterale sia nell'arcata superiore sia in quella inferiore. La superficie vestibolare è convessa, molto più ampia nei superiori rispetto agli inferiori. La superficie palatale o linguale è concava, tranne per i rilievi costituiti dalle creste marginali e dal cingulum (fig. 7). Gli incisivi inferiori hanno una morfologia simile tra loro, mentre i superiori sono diversi: l'incisivo centrale ha dimensioni maggiori rispetto al laterale. Al momento dell'eruzione il bordo libero degli incisivi è festonato (fig. 8), diviso in tre distinti segmenti da incisure occlusali.

2.1.4.2 Canini

Hanno una corona simile ad una lancia, sono gli elementi distali del gruppo dei denti anteriori; uno per

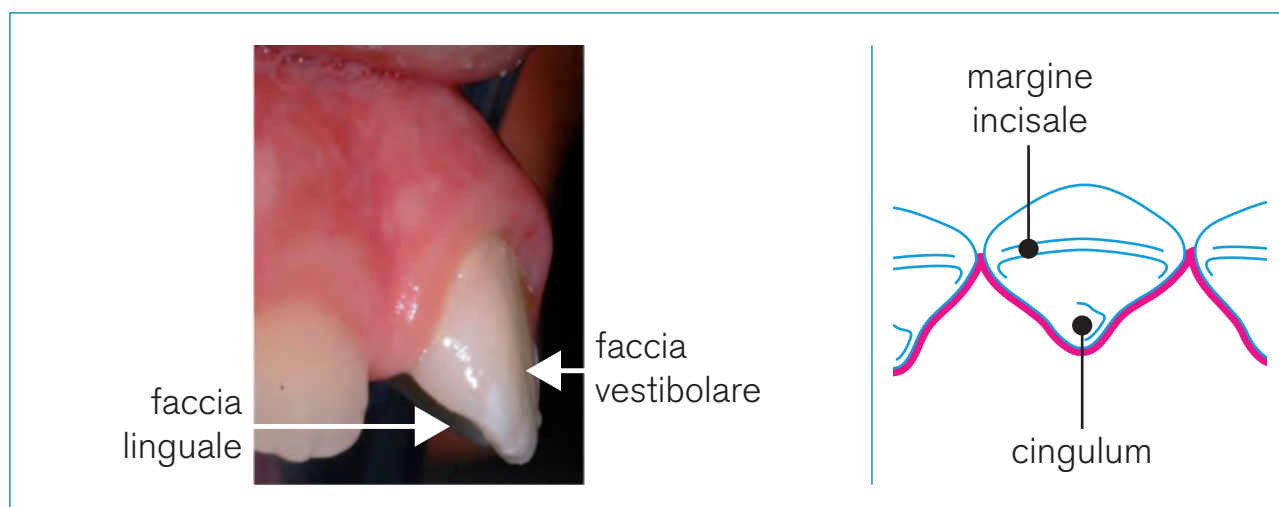


FIG. 7 Nomenclatura delle facce dei denti.



FIG. 8 Margine festonato degli incisivi.

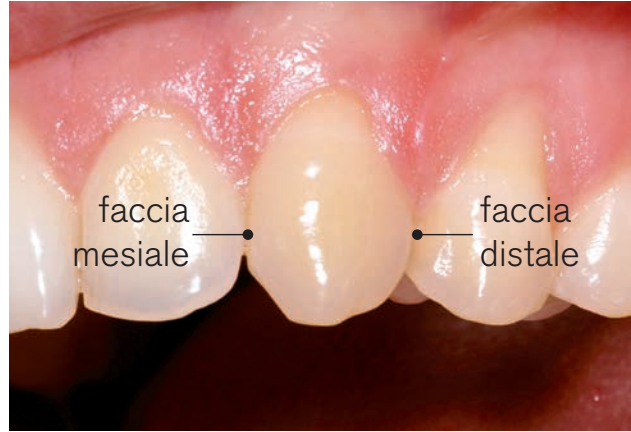


FIG. 9 Canino superiore.

emiarcata. Hanno caratteristiche intermedie tra incisivi e premolari. La faccia vestibolare è molto convessa e presenta una sottile cresta. La faccia palatale è concava e anch'essa con una cresta che termina nella cuspid. I canini superiori (fig. 9) sono caratterizzati dalla variabilità delle forme, gli inferiori (fig. 10) presentano dei rilievi coronali attenuati rispetto ai canini del mascellare. La funzione dei canini è di incidere e strappare il cibo nella maggior parte dei mammiferi, in minor grado nell'uomo. Sono fondamentali nell'occlusione, costituiscono infatti la cosiddetta "guida canina", ovvero permettono la disclusione fra le arcate dentarie nei movimenti di lateralità, facendo scorrere le arcate antagoniste proteggendo i denti posteriori da forze potenzialmente dannose.

La convessità vestibolare della radice del canino mascellare costituisce la bozza canina del mascellare superiore, ha un ruolo estetico molto importante nell'espressione del viso.

2.1.4.3 Premolari

I premolari sono i denti distali ai canini, mesiali ai molari.

Sono due per ogni emiarcata, pari e simmetrici, occupano il quarto e quinto posto e prendono il nome di primo e secondo premolare superiore (fig. 11) ed inferiore (fig. 12). Sono chiamati così perché precedono i molari, e possiedono caratteristiche intermedie tra i molari ed il canino. Possiedono due cuspidi, tranne il secondo premolare inferiore che, in un'alta percentuale di casi, possiede tre cuspidi. Sono denti monoradicolarati tranne il primo premolare superiore che può presentare due radici. I premolari superiori sono molto simili tra loro, differiscono solo per le dimensioni (infatti il secondo è leggermente più piccolo del primo), mentre i premolari inferiori sono piuttosto diversi tra loro, infatti il primo è più piccolo del secondo e possiede due cuspidi, il secondo, leggermente più grande, può avere tre cuspidi ed una faccia occlusale inscrivibile in una forma quasi quadrata. Insieme ai molari costituiscono



FIG. 10 Canino inferiore.



FIG. 11 Premolari superiori.

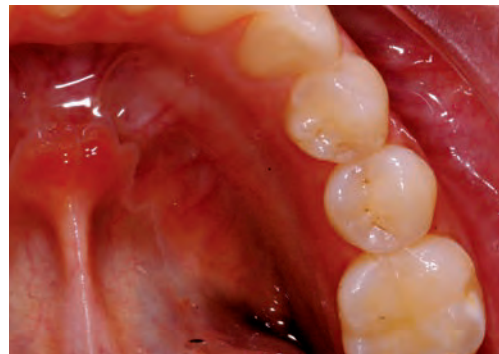


FIG. 12 Premolari inferiori.

i denti del settore posteriore cuspidati e un tavolo occlusale utile alla triturazione del cibo; concorrono con i canini nella funzione di strappo del cibo e nella disclusione dei molari nei movimenti di lateralità della mandibola.

2.1.4.4 Molari

Sono i denti del settore posteriore (figg. 13-16), prendono il nome dalla loro funzione di “mola”, possiedono infatti un tavolo occlusale utile alla triturazione e allo sminuzzamento del cibo. Contribuiscono al mantenimento della dimensione verticale di occlusione, quindi sono indispensabili per un corretto funzionamento dell’articolazione temporomandibolare e per una buona estetica del viso. Sono in numero di tre per emiarcata, vengono quindi distinti in: primo, secondo e terzo molare. Sia nell’arcata superiore che in quella inferiore si presentano in ordine decrescente, cioè il primo è più grande del secondo e questo più del terzo. Mentre i terzi molari, detti anche “denti del giudizio” si presentano con forme atipiche, cioè variano da persona a persona (possono presentarsi con tre, quattro o cinque cuspidi, o non presentarsi affatto), i molari superiori possiedono sempre quattro cuspidi, mentre in quelli inferiori sono cinque nel primo e quattro nel secondo. I molari superiori hanno usualmente tre radici (due vestibolari e una linguale) ed occasionalmente quattro, mentre i molari inferiori ne possiedono due (una mesiale e una distale). Nei molari superiori il diametro vestibolo-linguale coronale è sempre più grande del diametro mesio-distale, mentre nei molari mandibolari è maggiore il diametro mesio-distale coronale.

2.1.5 Proprietà fisiche e meccaniche dei denti

I tessuti duri dei denti hanno un’architettura complessa quando la loro struttura è integra. La struttura interna concorre a distribuire e scaricare le forze dovute alla masticazione. Le forze sono scaricate dalla faccia occlusale alla radice ai tessuti di sostegno, parodonto e ossa mascellari.

Il dente può essere paragonato a un arco gotico sostenuto da colonne: le forze applicate su esso sono scaricate sulle colonne e poi sulle fondamenta. Così succede nel dente, in cui le forze della masticazione vengono deviate dalla dentina che circonda la camera pulpare lungo la dentina radicolare. L’interruzione dell’arco comporta l’implosione dello stesso e delle strutture che lo sostengono; nel dente la carie che distrugge lo smalto e la dentina, sino ad arrivare alla camera pulpare, crea una interruzione dell’arco dentinale sopra la camera pulpare, causando la frattura delle cuspidi. Da questo si può capire quanto sia importante conoscere le proprietà fisiche e meccaniche dei denti per poter meglio valutare i materiali disponibili per la

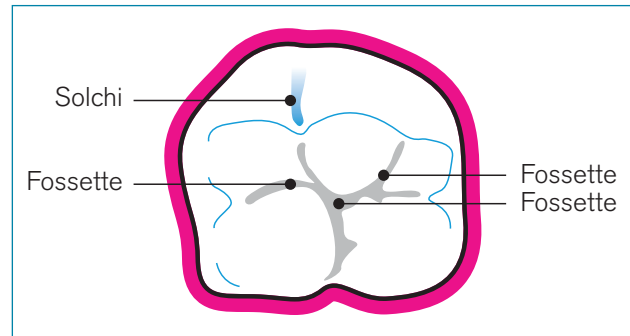


FIG. 13 Faccia occlusale del primo molare inferiore.



FIG. 14 Primo molare inferiore.

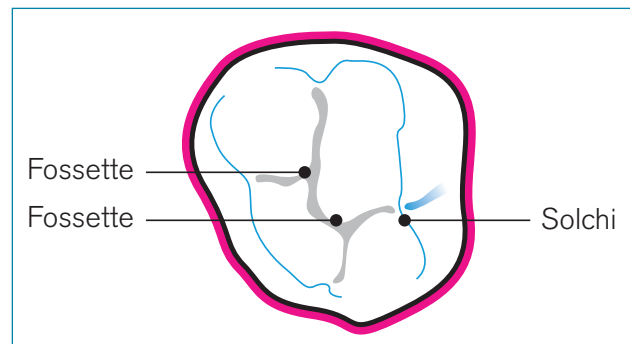


FIG. 15 Faccia occlusale del primo molare superiore.



FIG. 16 Primo molare superiore.

MATERIALE	DIFFUSIONE TERMICA	ESPANSIONE TERMICA	CONDUCIBILITÀ TERMICA
Smalto	$4,12 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ sec}^{-1}$	$11,4 \text{ p.p.}^\circ\text{C}^{-1}$	$2,2 \cdot 10^{-3} \text{ cal sec}^{-1}\text{cm}^2$
Dentina	$2,6 \cdot 10^{-6} \text{ cm}^2 \text{ sec}^{-1}$	$8,0 \text{ p.p.}^\circ\text{C}^{-1}$	$1,5 \cdot 10^{-3} \text{ cal sec}^{-1}\text{cm}^2$

TAB. 3 Proprietà fisiche.

MATERIALE	DUREZZA VICKERS	MODULO DI ELASTICITÀ MPa 10^4	RESISTENZA ALLA COMPRESIONE MPa	RESISTENZA ALLA TRAZIONE MPa m^{-2}
Vickers	350	83,00	344	10-30
Dentina	60	18,600	165	30-65

TAB. 4 Proprietà meccaniche.

sostituzione parziale o totale del tessuto dentale.

Una delle principali funzioni dei denti è la masticazione. Durante questo processo può venire esercitata sui denti una quantità enorme di forza, inoltre attraverso la dieta gli stessi possono essere esposti a diversi tipi di liquidi (caldi, freddi, acidi, basici), che possono avere effetti diversi sulle proprietà meccaniche e fisiche dei denti stessi.

Il dente è formato dallo smalto, dalla dentina, più duttile, e da tessuto connettivale, la polpa dentale. Lo smalto della corona del dente è il tessuto più altamente mineralizzato. È formato per circa il 96% da materiale inorganico, principalmente cristalli idrossiapatite, la cui coesione è consentita da una sostanza organica che avvolge ogni cristallo. Questa alta percentuale di sostanza inorganica nello smalto lo rende molto suscettibile alla demineralizzazione in un ambiente acido creato dai batteri.

Quando lo smalto è distrutto, non può essere sostituito o rigenerato. Proprio per il suo alto contenuto di minerali, lo smalto è un tessuto molto fragile. In effetti, è così fragile da non poter resistere alle forze della masticazione senza frattura, a meno che non abbia il sostegno di un tessuto più elastico sottostante: la dentina.

La dentina quindi supporta lo smalto e “compensa” la sua fragilità; essa risulta essere un tessuto duro, elastico, bianco-giallastro avascolare che racchiude la polpa dentale. È formata per circa il 70% da cristalli di idrossiapatite e per il restante 30% principalmente da collagene. È attraversata da canalicoli comunicanti con la cavità pulpale, contenenti un fluido organico e i prolungamenti delle cellule degli odontoblasti. L'idratazione dovuta al fluido presente nei canalicoli conferisce alla dentina le caratteristiche di elasticità. Questo tessuto è in grado di autoripararsi, in quanto gli odontoblasti vengono stimolati a depositare nuova dentina secondo le necessità.

Lo smalto e la dentina sono materiali che hanno proprietà il cui valore varia secondo la direzione lungo la quale si esamina il campione, e sono per questo chiamati anisotropi. L'anisotropia (opposto di isotropia), infatti, è la proprietà per la quale un determinato oggetto ha caratteristiche che dipendono dalla direzione lungo la quale esse sono considerate. Questo comporta una certa difficoltà nell'ottenere dei risultati ripetibili.

La dentina è meno resistente se la forza compressiva viene applicata perpendicolarmente ai tubuli rispetto a quando viene applicata parallelamente ad essi; anche la posizione o l'inclinazione del dente comportano delle variazioni delle proprietà degli elementi in questione.

È stato dimostrato che lo smalto dei denti non è un solido omogeneo. I risultati di alcuni studi hanno evidenziato che esso ha diversi valori del modulo di Young, o il modulo di elasticità (E), cioè il parametro che esprime la resistenza di un solido alla deformazione esercitata da un carico uniassiale. Un materiale sottoposto a trazione subisce una deformazione, cessata la forza applicata il materiale ritorna alle dimensioni originali: questo determina il comportamento elastico.

Le zone dello smalto con la maggiore concentrazione di Ca e P hanno una maggiore durezza e un più alto modulo di Young. Da questo si può dedurre che le proprietà meccaniche dell'idrossiapatite dipendono fortemente dal grado di mineralizzazione. Questi valori possono essere spiegati anche con l'anisotropia dei cristalli di apatite. Le tabelle 3 e 4 indicano le proprietà fisiche e meccaniche dello smalto e della dentina e da queste si evince che la dentina è più resistente alla trazione dello smalto e che quest'ultimo è più duro, ma più fragile. Tutti questi dati potranno esserci molto utili per operare una scelta ponderata dei materiali da utilizzare in odontoiatria.

2.2 Cenni di biochimica e istologia dei tessuti dentali e del parodonto

2.2.1 Smalto

Lo smalto (fig. 17) è il tessuto di origine ectodermica che ricopre la porzione esterna della corona dentaria. Come abbiamo detto, è il tessuto più mineralizzato dell'organismo, è duro, acellulato, avascularizzato e non innervato.

Gli ameloblasti elaborano e secernono le proteine della matrice dello smalto che, in seguito all'aggiunta di cristalli di fosfato di calcio, vanno incontro a mineralizzazione. Man mano che aumenta lo spessore dello smalto, gli ameloblasti migrano via dalla giunzione smalto-dentinale.

La **porzione inorganica** dello smalto ne costituisce il 96-97% in peso, ma solo l'80-90% in volume, ed è composta principalmente da:

- › calcio e fosfati organizzati principalmente in cristalli esagonali di idrossiapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) e fluorapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$);
- › altre forme di fosfato di calcio rappresentate da fosfato tricalcico e octocalcico, brusite, dolomite e whitlockite.

Percentuali minori sono rappresentate da:

- › fluoruri, carbonato, magnesio ed altri elementi presenti in tracce tra cui sodio, cloro, stronzio e piombo.

La **porzione organica** costituita dalla matrice extracellulare rappresenta un sostegno meccanico e fornisce informazioni strutturali per lo sviluppo durante la fase

di mineralizzazione. Costituisce l'1% dello smalto maturo e comprende una serie di proteine molte delle quali uniche dello smalto, che possono essere suddivise in due grandi gruppi:

- › le amelogenine (perse durante la maturazione) ricche di prolina ed istidina;
- › le enameline (le proteine dello smalto maturo) più ricche in serina, glicina ed acido aspartico.

Essendo acellulato, lo smalto non può essere sostituito o riparato se danneggiato. Un così alto contenuto minerale lo rende suscettibile alla demineralizzazione ad opera degli acidi prodotti dai batteri nel cavo orale, causando la carie. I fluoruri, favorendo la riprecipitazione dell'idrossiapatite nell'equilibrio chimico delle fasi demineralizzazione/rimineralizzazione, hanno un'azione anticarie.

2.2.2 Dentina

La dentina è il tessuto connettivale mineralizzato che si trova sotto lo smalto, nella porzione coronale del dente, e sotto il cemento, nella zona radicolare. È un tessuto finalizzato a fornire sostegno al dente e resistere alle pressioni estreme esercitate nel processo di masticazione. Costituisce la maggior parte della massa dei denti.

La dentina è prodotta da un singolo strato di cellule completamente differenziate, gli odontoblasti, che circondano la cavità pulpare. Inizialmente gli odontoblasti secernono una matrice decalcificata, la predentina, costituita da collagene e proteoglicani che, in seguito alla deposizione di carbonato di calcio, va incontro a mineralizzazione. Man mano che procede la produzio-

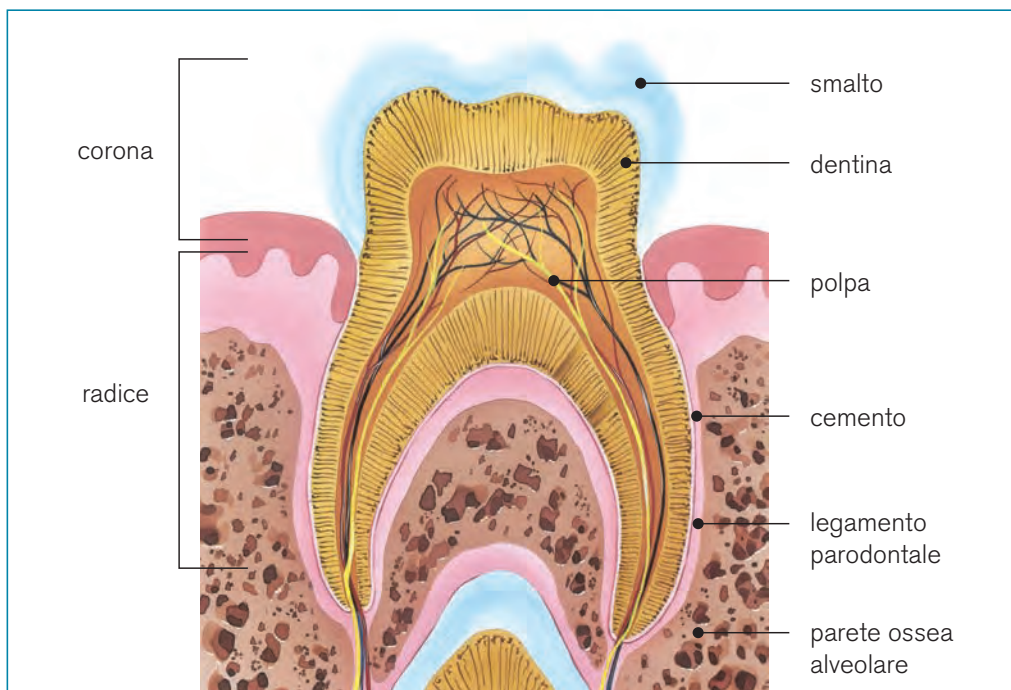


FIG. 17 Sezione stilizzata di un elemento dentario.

ne di predentina, gli odontoblasti retrocedono verso la camera pulpare, lasciando le proprie estensioni citoplasmatiche all'interno dei tubuli dentinali.

Oltre la produzione primaria di dentina, che caratterizza il dente in formazione, esistono altri tre tipi di dentinogenesi che interessano il dente maturo:

- › dentinogenesi secondaria, depositata in prossimità della camera pulpare dagli odontoblasti durante il loro intero ciclo vitale;
- › dentinogenesi di reazione, depositata dagli odontoblasti in seguito a stimoli esterni e traumi;
- › dentinogenesi riparativa (dentina terziaria), sintetizzata dalle cosiddette *odontoblast-like cells*, derivate dalla differenziazione di cellule staminali pulpari. Esse sono in grado di produrre predentina in assenza di epitelio dentale e membrana basale.

La dentina primaria è costituita in peso dal 70% di materiale inorganico, dal 20% da sostanza organica e dal 10% da acqua.

La **porzione inorganica** è costituita principalmente da idrossiapatite, ma i cristalli sono più piccoli rispetto a quelli dello smalto e presentano i loro assi C- paralleli alle molecole di collagene, con le quali si associano durante il processo di mineralizzazione. Altre forme di fosfato di calcio sono l'octofosfato di calcio pentaidrato ed il fosfato di calcio amorfo.

La dentina contiene più fluoruri, magnesio e carbonato rispetto allo smalto e questi, insieme a tracce di altri elementi, sono concentrati nella dentina profonda vicino alla polpa.

La **porzione organica** della dentina è costituita da:

- › collagene
 - tipo I: come in ogni tessuto connettivo mineralizzato rappresenta il 90% del suo contenuto proteico;
 - tipo V: è presente in piccole percentuali (3%); il collagene della dentina è organizzato in una densa rete a legami incrociati ed è responsabile dell'orientamento minerale. L'enucleazione avviene negli spazi tra le molecole di tropocollagene e si propaga lungo le fibre collagene;
- › piccole percentuali di glicoproteine, proteoglicani, fosfoproteine e proteine del plasma.

La dentina è più soffice e radiolucida dello smalto, ma è leggermente elastica; questo è importante poiché provvede alla flessibilità, al contrario del sovrastante smalto che è fragile. La maggior area di superficie dei cristalli di dentina (rispetto a quelli dello smalto) e la loro più elevata solubilità possono spiegare la più alta frequenza dei processi cariosi.

2.2.3 Polpa e complesso pulpo-dentale

L'argomento sarà dettagliatamente trattato nel paragrafo 2.3.

2.2.4 Parodonto

Il parodonto è l'unità fondamentale che provvede all'attacco dei denti all'osso alveolare dei mascellari. È costituito da quattro tessuti, due mineralizzati e due fibrosi:

- › gengiva;
- › cemento;
- › legamento parodontale;
- › processo alveolare.

2.2.4.1 Gengiva

Nel paragrafo 2.1.2. è stato già trattato l'argomento.

2.2.4.2 Cemento

È il tessuto fermamente attaccato alla dentina radicolare attraverso un materiale simile alla colla, lo strato ialino.

È mineralizzato nel 50% e la principale proteina che lo compone è il collagene di tipo I (95%) con una piccola percentuale (5%) di tipo III.

Vi sono due tipi di cemento.

- › Cemento acellulare: è il primo strato che si forma e copre la dentina radicolare dal margine cervicale all'apice. Non contiene cellule. Questo strato in seguito è coperto dal cemento cellulare.
- › Cemento cellulare: contiene i cementociti, ovvero i cementoblasti inglobati nella matrice da essi stessi prodotta. Aumenta in spessore con l'età, compensando l'usura occlusale. Esibisce linee di crescita che rappresentano il ritmo circadiano della produzione di cemento.

Le porzioni terminali delle fibre collagene del legamento parodontale che si trovano nel cemento prendono il nome di fibre di Sharpey.

2.2.4.3 Legamento parodontale

La funzione primaria del legamento parodontale è quella di ancorare il dente ai mascellari. I componenti delle fibre e della sostanza fondamentale agiscono come un sistema biomeccanico, visco-elastico che assorbe gli shock, prevenendo il danneggiamento del dente e dell'osso alveolare durante la funzione. Altre funzioni del legamento parodontale sono quella nutritiva, poiché comunica con i vasi sanguigni e linfatici, ed omeostatica. Come tutti i tessuti connettivi è costituito da cellule, fibre e sostanza fondamentale.

› **I componenti cellulari sono:**

- cellule mesenchimali indifferenziate (progenitrici);
- cellule di sintesi (fibroblasti, osteoblasti, cementoblasti);
- cellule di riassorbimento (osteoclasti);
- residui epiteliali del Malassez;
- cellule di difesa (macrofagi, linfociti, neutrofili, Mast cellule).

- > **Le fibre si distinguono in:**
 - collagene (80% di tipo I, 20% di tipo III). I cinque gruppi principali di fibre parodontali sono:
 - alveolocrestali;
 - orizzontali;
 - interradicolari;
 - oblique (il gruppo più grande);
 - apicali;
 - ossitalaniche provvedono al supporto dei vasi sanguigni intraligamentosi;
 - eluanina: si ritiene aumenti la funzione delle fibre ossitalaniche.
- > **Sostanza fondamentale:** costituita per il 70% di acqua e da glicosaminoglicani, glicoproteine e glicolipidi.

2.2.4.4 Processo alveolare

Il processo alveolare è la porzione dei mascellari che fornisce l'alloggio, gli alveoli, ai denti.

L'osso è costituito dalla matrice extracellulare (ECM) ricca di fibre collagene e fibre elastiche aderenti all'idrossiapatite.

L'osso circondante l'alveolo è composto da *bundle bone*, costituito da strati orientati parallelamente alla direzione corono-apicale del dente. È anche detto piatto cribiforme ed è perforato da molti forami perché contiene le fibre di Sharpey; queste si estendono obliquamente dalla sottile lamella ossea che circonda gli alveoli e si continua con le fibre del legamento parodontale. Il processo alveolare nelle porzioni linguali e labiali è costituito da uno strato esterno di osso corticale più spesso, circondante l'osso spugnoso. Il piatto corticale e l'osso basale si incontrano nella cresta alveolare, posizionata circa 1,5-2,0 mm al di sotto della giunzione smalto/cemento.

L'osso alveolare è continuamente sottoposto al rimodellamento, grazie all'interazione tra osteoblasti ed osteoclasti, in modo da adattarsi alla continua eruzione dentaria ed alle forze di masticazione.

2.3 Polpa e complesso pulpo-dentinale

2.3.1 Polpa del dente

La polpa del dente umano è essenzialmente un tessuto connettivo lasso con alcune caratteristiche specifiche, costituito da cellule immerse in una matrice di sostanza fondamentale e fibre proteiche di collagene e da fluidi, frutto dell'alta vascolarizzazione che ne rappresentano circa il 75% in peso.

Questo tessuto presenta anche una diffusa e complessa innervazione e riempie la camera pulpare ed i canali radicolari del dente che sono cavità inestensibili: questa situazione ne condiziona in maniera peculiare il comportamento clinico a seguito di stimoli sia fisiologici sia

patologici, perché la sua pressione interstiziale è normalmente di 20-25 mm Hg, cioè notevolmente superiore a quella di altri tessuti simili del corpo umano.

Un'ulteriore caratteristica importante della polpa del dente rispetto agli altri tessuti connettivi è il suo consumo ridotto di ossigeno metabolico ed il fatto che, sfruttando la glicolisi anaerobia, è in grado di sopportare fenomeni ischemici transitori.

Per quanto riguarda l'organizzazione del tessuto pulpare vi distinguiamo tre aree fondamentali: una massa centrale e assiale, un'area subodontoblastica e lo strato degli odontoblasti.

La massa centrale assiale è costituita da cellule e dalla matrice intercellulare.

Le cellule sono principalmente fibroblasti che evidenziano le inclusioni citoplasmatiche (reticolo endoplasmatico, ribosomi e complesso di Golgi), caratteristiche degli elementi che sintetizzano le sostanze proteiche che andranno a costituire la matrice intercellulare. Le altre cellule presenti in questo settore della polpa sono i linfociti (essenziali per iniziare le risposte immunitarie), cellule mesenchimali indifferenziate (capaci di evolvere in tipi cellulari definiti a seguito di stimoli specifici), macrofagi ed istiociti (soprattutto nelle polpe giovani).

La matrice intercellulare è composta dalla sostanza fondamentale e da fibre. Queste ultime sono soprattutto collagene, principalmente di tipo I e in quantità minore di tipo III, che rappresentano il 34% in peso delle proteine totali della polpa e, durante l'arco della vita del dente, tendono a passare da una disposizione diffusa e irregolare ad un'organizzazione più regolare in fasci. La sostanza fondamentale è costituita principalmente da proteoglicani (glicosaminoglicani, glicoproteine e glicolipidi) e fibronectina.

L'area subodontoblastica è periferica alla massa assiale centrale della polpa, ed è spesso divisa, procedendo dall'interno verso l'esterno, in una zona ricca ed in una più povera di cellule.

La prima, più sviluppata nei denti dei giovani e nella polpa coronale, comprende fibroblasti e cellule mesenchimali indifferenziate, idonee a differenziarsi in odontoblasti in risposta a stimoli reattivi della polpa.

La seconda è ricca di capillari e di fibre nervose amieliniche che formano il plesso nervoso subodontoblastico, da cui si dipartono gli assoni che entrano a contatto con gli odontoblasti e ne accompagnano i prolungamenti nei tubuli della dentina.

Lo strato degli odontoblasti è costituito da una fila unica di cellule strutturate a sincizio, ricche degli organelli caratterizzanti una sintesi proteica attiva, di forma cilindrica (diametro 5-8 μm , altezza 30-50 μm) con un nucleo ovalare localizzato nella zona basale e un processo cellulare che è contenuto nel tubulo dentinale per un'estensione che è ancora oggetto di discussione. Tra di loro queste cellule presentano complessi giunzionali con effetto di adesione meccanica (occludenti), giunzioni serrate facilitanti che costituirebbero vie di transito di segnali elettrici e desmosomi. Questi ultimi

esisterebbero anche nei confronti dei fibroblasti dello strato sottostante a quello degli odontoblasti.

2.3.2 Vascolarizzazione della polpa

La polpa dentale presenta una ricchissima vascolarizzazione che consente dei fenomeni di iperemia pulpale senza che sia necessario un aumento delle strutture vascolari. Si tratta di un circolo di tipo terminale che prende origine da alcune arteriole che penetrano nella camera pulpale attraverso le uniche vie di comunicazione che la polpa presenta verso il parodonto: i fori apicali ed i canali accessori della radice. Nel dente maturo il diametro fisso ed inestensibile di queste vie di accesso del circolo ematico presenta notevoli ed evidenti conseguenze nel caso di fenomeni infiammatori che provocano dilatazione dei vasi afferenti a seguito dell'iperemia, tendenti a far variare i diametri delle arterie a scapito delle vene efferenti. Le arteriole calano di diametro, diffondendosi nei diversi settori della polpa secondo uno schema centrifugo, fino a divenire capillari in un plesso che, nello strato povero di cellule dell'area subodontoblastica, garantisce gli apporti metabolici agli odontoblasti. Dallo stesso strato subodontoblastico si origina il flusso venoso, che è quindi grossolanamente parallelo a quello arterioso.

Le arteriole sono controllate con effetto vasocostrittore da fibre simpatiche amieliniche, ma nella regolazione del microcircolo della polpa entrano anche numerose anastomosi tra i vasi arteriosi e quelli venosi.

La presenza di un sistema linfatico pulpale è connessa con la grande quantità di fluido interstiziale presente nella polpa e responsabile dell'alta pressione tissutale fisiologica (e che ovviamente si incrementa in presenza di fatti flogistici).

2.3.3 Innervazione

L'innervazione nella polpa è piuttosto complessa e, talvolta, non completamente nota, soprattutto dal punto di vista fisiologico.

Come già detto, il controllo della variazione dei lumi dei vasi è operato dal sistema nervoso autonomo attraverso fibre di tipo amielinico che seguono il decorso delle arteriole. Le sensazioni dolorifiche sono invece pertinenza di fibre nervose somatiche afferenti mieliniche (fibre A) e amieliniche (fibre C).

Le prime, a livello del plesso nervoso periodontoblastico, perdono il rivestimento mielinico realizzando uno stretto rapporto con i corpi ed i prolungamenti degli odontoblasti.

- ▶ Le fibre A sono molto reattive e vengono perciò chiamate in causa nell'interpretazione dell'origine del dolore dentinale: pungente, lancinante, di breve durata e correlato a stimoli termici, meccanici o chimici su cui torneremo in seguito.
- ▶ Le fibre di tipo C, amieliniche sensitive, trigeminali

come le fibre A, sarebbero invece deputate, attraverso il loro particolare rapporto (giunzioni serrate) con gli odontoblasti - che alcuni considerano anche come cellule sensitive in conseguenza della loro derivazione embriologica - a condurre il dolore pulpale descritto torpido, pulsante, di lunga durata. A conferma di questa ipotesi c'è l'alta resistenza delle fibre C all'ipossia, alle grosse variazioni pressorie ed ai fenomeni di degenerazione dei tessuti: fattori che spiegherebbero la variabilità dei sintomi nelle patologie della polpa e la capacità di registrare sollecitazioni dolorose durante la strumentazione dei denti apparentemente non vitali.

2.3.4 Complesso pulpo-dentale

Mentre dal punto di vista anatomo-istologico è immediato e semplice separare il tessuto molle connettivale che occupa le cavità dentali dal tessuto duro dentinale, anch'esso di derivazione connettivale, vi sono grandi evidenze, dal punto di vista embriologico, dello sviluppo, strutturali e funzionali, che inducono a considerare polpa e dentina come un unico complesso.

Considereremo quindi ora le modalità di reazione e di riparazione di tale complesso alle procedure restaurative ed alle azioni di alcuni materiali.

2.3.4.1 Sviluppo del complesso pulpo-dentale

Per effetto induttivo dell'organo dello smalto, struttura ectodermica, delle cellule indifferenziate di origine mesenchimale si differenziano in cellule formative della dentina (odontoblasti) a livello di quella struttura che è definita papilla dentale.

Gli odontoblasti in fase attiva sono ricchissimi di quei componenti intercellulari (reticolo endoplasmatico rugoso, complesso di Golgi, ribosomi ecc.) necessari per la sintesi e la secrezione delle proteine costituenti la matrice extracellulare, detta predentina e costituita di collagene e un insieme di proteoglicani, su cui avviene la deposizione di sali minerali inorganici (cristalli di idrossiapatite) che portano alla formazione di un tessuto duro, con un meccanismo paragonabile a quello con cui le bende di garza ed il gesso fluido consentono la produzione di un tutore ortopedico o l'uso delle fibre di vetro e resina portano a costruire strutture in vetro-resina.

A seguito della funzione dentinogenetica lo strato degli odontoblasti arretra in direzione centripeta rispetto all'asse del dente, lasciando indietro un prolungamento avvolto in predentina che è incorporato nel tubulo dentinale.

L'estensione del processo odontoblastico nei tubuli è stata oggetto di prolungate discussioni. Infatti, se tale processo occupa tutta la lunghezza del tubulo, dalla periferia della polpa fino al cemento ed alla giunzione amelo-dentinale o se invece è presente solo nel primo terzo del tubulo stesso presenta delle implicazioni im-

portanti nell'applicazione delle varie tecniche o terapie operative conservativo-protetiche e nell'interpretazione dei fenomeni di sensibilità pulpo-dentinale.

La dentina che è prodotta fino al completamento della morfologia dentaria e degli apici radicolari si chiama dentina primaria.

Dopo questa fase di veloce produzione di dentina, l'attività degli odontoblasti prosegue con un ritmo ridotto e irregolare e porta alla produzione della cosiddetta dentina secondaria, strutturalmente molto simile a quella primaria e che si forma a spese del volume della camera pulpare e dei canali radicolari. All'interno dei tubuli dentinali, nel tempo, il processo odontoblastico si riduce di diametro e la dentina si calcifica dando origine alla dentina peritubulare, un tessuto meno ricco di collagene e maggiormente mineralizzato della dentina intertubulare: quella che compone la maggior parte della dentina primaria definendone le caratteristiche principali.

La dentina riparativa o terziaria è invece quella che risulta dai processi reattivi-riparativi del complesso pulpo-dentinale.

Prendiamo a questo punto in considerazione quanto avviene a seguito di una ferita della cute: anch'essa, come il dente, è composta da uno strato esterno di derivazione ectodermica e da uno strato sottostante di natura connettivale. Il connettivo risponde in tempi brevissimi con una reazione flogistica sia cellulare sia vascolare. Segue, altrettanto velocemente, una fase di riparazione a seguito della migrazione nella sede della ferita di nuovi fibroblasti derivati dalla divisione di altri fibroblasti rimasti indenni dalla ferita o dalla differenziazione di cellule mesenchimali paravascolari tipiche del connettivo.

Così, ad un fenomeno di degenerazione (perdita o cambiamento del tessuto che perde struttura e funzione) succede un momento di riparazione (capacità di guarire formando collagene) che porta alla rigenerazione (ripristino dell'architettura originale) quando anche l'epitelio, tramite divisioni e migrazioni cellulari, arriva a isolare e proteggere il connettivo sottostante ricoprendo il difetto e ristabilendo la continuità tessutale interrotta dalla ferita.

Procedendo nel nostro paragone dobbiamo prendere atto che le perdite di smalto non possono essere rimpiazzate, in quanto, dopo l'eruzione dentale, non ci sono più ameloblasti disponibili. Per quanto riguarda la dentina, invece, dobbiamo considerare l'entità dello stimolo nocivo e la sua durata.

I processi lenti di abrasione producono stimoli lesivi che non portano alla necrosi cellulare degli odontoblasti, ne stimolano soltanto l'attività fisiologica che porta ad un incremento della produzione di dentina peritubulare fino alla completa occlusione del tubulo, ad un'eventuale degenerazione calcifica della polpa con depositi intrapulpari di aggregati di idrossiapatite e, talvolta, alla produzione di dentina riparativa.

Gli stimoli più violenti e concentrati nel tempo, come le procedure conservative o i fresaggi protesici ed i

processi cariosi attivi, producono un reale danno dei processi odontoblastici che determina la necrosi delle cellule per degenerazione. Rapidamente prende luogo una risposta transitoria mediata da polimorfonucleati e macrofagi veicolati dall'iperemia, seguita da una riparazione ad opera di nuove cellule odontoblastiche che derivano o da cellule indifferenziate paravascolari della polpa o da fibroblasti dell'area che non sono stati coinvolti nella degenerazione, in risposta ad un'induzione di origine umorale secreta dalle cellule odontoblastiche degenerate o da cellule correlate.

Le nuove cellule odontoblastiche producono collagene extracellulare (come la cicatrice del connettivo sottocutaneo) e questo calcifica formando il cosiddetto ponte dentinale sotto il quale, successivamente, può formarsi nuova dentina con la classica caratteristica a struttura tubulare. Le cellule odontoblastiche originali quindi non si dividono ed in questo senso vanno considerate cellule terminali, confermando un altro aspetto della loro affinità con le cellule nervose.

A completamento del nostro paragone dobbiamo considerare che il materiale da restauro o protesico deve supplire l'azione di mancata rigenerazione dello smalto con un ripristino morfo-funzionale che protegga ed isoli gli strati sottostanti. Se il restauro non è efficace in questo senso, la dentina si trova sottoposta a fenomeni cronici di stimolo irritativo che non sono fisiologici.

2.3.5 Sensibilità pulpo-dentinale

La stimolazione della polpa e della dentina attraverso sollecitazioni di tipo chimico, elettrico (corrente continua), termico (variazioni di temperatura), meccanico (manovre operative, sondaggi, spazzolamento), pressorio ecc., producono una risposta nocicettiva con differenze a seconda delle aree stimolate: massima vicino alla polpa e nella zona della giunzione amelocementizia, minore se su grossi spessori di dentina subsmaltea. La risposta dolorosa provocata, descritta come acuta e di breve durata, viene in genere correlata all'estensione dei processi odontoblastici nei tubuli dentinali e al numero delle fibre nervose presenti nei tubuli stessi ed estese fin nelle zone di formazione della dentina peritubulare. Il meccanismo attraverso il quale la risposta dolorosa è evocata rimane oggetto di discussione, anche se le teorie in merito sono sostanzialmente solo due.

› Teoria idrodinamica

Questa teoria si basa sull'assunto che i fluidi presenti all'interno dei tubuli dentinali si trovino in equilibrio pressorio con i fluidi del comparto extracellulare della polpa. Gli effetti degli stimoli di vario tipo sulla dentina produrrebbero dei movimenti (flussi) di tali fluidi con conseguente attivazione delle terminazioni nervose ai vari livelli. Si tratterebbe quindi di variazioni di permeabilità ai sodio-ioni e di depolarizzazione di membrane con conseguente insorgenza di potenziali d'azione a livello delle terminazioni

nervose conseguenti a variazioni di pressione nelle sedi intratubulari e periodontoblastiche. Questa teoria spiegherebbe la risposta del dente allo stimolo caldo o freddo (anche se la dentina è un cattivo conduttore termico), all'azione di soluzioni e agli effetti dei getti d'aria compressa, risposta che non è inibita dall'applicazione di anestetici locali sulla dentina. A questo proposito ricordiamo che uno stimolo caldo tipicamente determinerebbe migrazione di fluido dentinale in direzione centripeta mentre quasi tutti gli altri tipi di stimolo ne determinerebbero un movimento verso l'esterno del dente.

- **Teoria del processo odontoblastico come recettore**
 Questa teoria considera il processo odontoblastico, derivante embriologicamente dalla cresta neurale, come un recettore di stimoli che sarebbe in grado di trasferire agli assoni terminali con cui è a stretto contatto attraverso delle giunzioni intercellulari serrate (gap junction) che, consentendo il passaggio di liquidi, ioni e piccole molecole, permetterebbero la trasmissione di impulsi sensitivi.
 Questa teoria è supportata dalla presenza di acetilcolina ed acetilcolinesterasi lungo il processo odontoblastico e nello strato subodontoblastico ed anche da esperienze sperimentali fisiopatologiche, mentre sembra contraddetta dall'assenza di vere e proprie sinapsi tra odontoblasti e fibre nervose e dal basso potenziale di membrana degli odontoblasti stessi.

2.3.6 Calcificazioni della polpa

Nella polpa dei denti permanenti a qualsiasi stadio dell'eruzione, dei denti decidui, dei denti inclusi nell'osso o nelle cisti dermoidi o nei teratomi, si possono riscontrare masserelle calcificate di tipo diffuso (calcificazioni diffuse) e denticoli (calcoli pulpari).

Le calcificazioni diffuse sono presenti soprattutto nella polpa dei canali radicolari e sono concrezioni di idrossiapatite precipitate in aggregati di dimensione spesso ridotta.

I calcoli sono strutture calcificate di forma, struttura e grandezza variabili, a volte sferiche con aspetto a lamelle concentriche, a volte di forma varia, classificate di tipo 1 quando rappresentano proiezioni intrapulpari di dentina primaria o secondaria, e di tipo 2 quando vere e proprie calcificazioni di tessuto pulpare. In questo secondo caso si considerano fissi quelli con un rapporto stabile con le pareti della cavità pulpare, liberi quelli invece totalmente circondati dalla polpa, inclusi quelli circondati da dentina di formazione successiva. Sono infine chiamati veri quelli che all'esame istologico presentano le caratteristiche strutturali della dentina, falsi quelli a struttura disordinata e indefinita.

L'importanza clinica di queste formazioni nasce dall'eventuale sintomatologia dolorosa che essi provocano in condizioni particolari (sintomo del saltello ecc.) e soprattutto dalle difficoltà che oppongono alle manovre

endodontiche. Sono state interpretate come il risultato di patologie locali infiammatorie/infettive della polpa, di patologie sistemiche, ma anche come conseguenti a fattori ereditari legati ad un carattere autosomico dominante: quindi nella loro genesi si parla di regressione, degenerazione, distrofia, catabolismo, senescenza, fibrosi della polpa sulle cui fibrille collagene in genere avvengono depositi di calcio secondo lo schema della dentinogenesi oppure per semplice precipitazione di aggregati inorganici in conseguenza a particolari situazioni chimico-fisiche dell'ambiente.

La struttura inorganica è sempre composta da idrossiapatite che, a seconda dei diversi tipi di calcificazione, può essere a bassa cristallinità e morfologicamente disordinata oppure in conglomerati cristallini ben strutturati.

2.3.7 Invecchiamento del complesso pulpo-dentinale

I cambiamenti del complesso pulpo-dentinale nel tempo possono essere determinati da fenomeni di invecchiamento, ma spesso sono anche condizionati da concomitanti ripetuti episodi di riparazione o di reazione. Nella polpa, come conseguenza della riduzione globale del metabolismo, si notano soprattutto un calo del numero, del volume e del metabolismo cellulare, un aumento delle fibre fino ad un quadro di fibrosi, un'alterazione del sistema vascolare, una variazione della sostanza fondamentale nel suo comparto extracellulare. Quest'ultima può provocare eventuali deposizioni di calcificazioni distrofiche, soprattutto attorno ai vasi e ai nervi della massa centrale della polpa, che possono poi confluire e saldarsi fra loro e con calcificazioni periferiche della polpa, dando luogo a pulpoliti. La polpa dentale quindi passa da un quadro di connettivo lasso ad uno di connettivo denso, con aumento della componente collagena ed un calo di quella cellulare, vascolare e nervosa, da cui consegue una riduzione della reattività agli stimoli esterni e della capacità riparativa.

La deposizione di dentina secondaria e terziaria riduce lo spazio pulpare, mentre la deposizione di dentina peritubulare può portare all'occlusione dei tubuli dentinali con la perdita dei processi odontoblastici e spesso la morte dell'odontoblasto stesso. Si forma così dentina sclerotica dal tipico aspetto vetrificato che, dal punto di vista clinico, perdendo la sua natura di struttura tubulare, acquisisce una particolare efficacia di barriera nei confronti degli stimoli esterni.

2.4 La saliva e la placca batterica

2.4.1 Saliva

La saliva è il fluido prodotto e secreto nel 90-95% dalle ghiandole salivari maggiori: la parotide, la ghiandola

sottomandibolare e la sottolinguale; le ghiandole salivari minori sono diffuse nella mucosa orale. La saliva viene emessa con una frequenza di flusso compresa tra 300-1500 ml/24h.

L'importanza della saliva nell'omeostasi all'interno della cavità orale è ben dimostrata:

- › lubrificazione dei tessuti molli e duri del cavo orale (importante per la fonazione, masticazione, formazione del bolo alimentare, deglutizione);
- › diluizione e clearance di sostanze potenzialmente deleterie;
- › tamponamento degli acidi prodotti dalla placca dentale (grazie a bicarbonato, fosfati e proteine);
- › rimineralizzazione dello smalto dentale demineralizzato (perché è supersaturata di calcio e fosfati);
- › escrezione di sostanze (tra cui anche droghe e farmaci);
- › protezione.

La saliva è costituita per il 99,4-99,5% di acqua; la porzione restante è costituita dalla componente inorganica (0,20-0,22%) e da quella organica, ovvero proteine e lipidi (0,30-0,34%).

Tra le proteine contenute nella saliva si distinguono quelle di origine sierosa, comprendenti le proteine ricche di prolina (PRP) (prevengono la formazione di calcoli e quindi la sialolitiasi), l'istatina (gioca un ruolo simile alle PRP ma anche con proprietà antimicrobiche), le cistatine (hanno proprietà antibatteriche ed affinità per l'idrossiapatite), le α -amilasi (responsabili del ruolo digestivo della saliva), gli enzimi dalle proprietà antibatteriche quali: lisozima, lattoferrina e le sialoperossidasi; le agglutinine (che giocano un ruolo importante nella modulazione la flora orale) ed altre proteine e peptidi quali anticorpi (immunoglobuline), fosfatasi, γ -glutamyl transpeptidasi, e fattori di crescita.

Le proteine di origine mucosa contenute nella saliva sono rappresentate principalmente dalle mucine (le cui azioni biologiche includono rivestimento e protezione dei tessuti, lubrificazione, protezione).

2.4.2 Placca dentale

Quando i cristalli di idrossiapatite del dente sono esposti alla saliva, si forma un sottile film acellulare superficiale, detto pellicola acquisita. Nelle prime fasi è gelatinosa, poiché costituita dalle proteine salivari, in seguito invece calcifica a causa della coprecipitazione delle proteine con il calcio insolubile ed i sali di fosfato.

I batteri velocemente invadono la nuova pellicola, inizialmente restando nelle porzioni superficiali, in seguito colonizzando le depressioni formate dall'attiva metabolizzazione della pellicola stessa. Durante la colonizzazione, una proteina della matrice è depositata intorno ai batteri e, con il tempo, questo complesso diventa individuabile come placca dentaria. La placca quindi può formarsi anche in assenza di cibo, ma se esposta ai generi alimentari, specialmente quelli con-

tenti saccarosio, diventa spessa e gelatinosa.

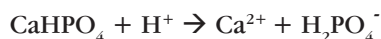
La placca è costituita essenzialmente da complessi insolubili di calcio, fosfati e proteine insieme a mucosostanze salivari modificate.

La matrice della placca matura è un reticolo compatto di gruppi di proteine e di polisaccaridi che garantiscono la creazione di uno spazio limitato per la penetrazione di altre molecole ed il controllo del pH. Il metabolismo dei batteri contenuti nella placca è responsabile della carie, del tartaro, e della malattia parodontale.

Quando il pH salivare scende, l'idrossiapatite è convertita in un sale con un minore rapporto calcio/fosfato.



Nonostante in condizioni leggermente acide il fosfato di calcio sia la molecola più stabile, esso gradualmente si dissocia nei suoi ioni costituenti:



Dopo un'esposizione frequente e prolungata agli acidi, questo processo non è più reversibile e gradualmente si verifica la perdita di calcio e fosfati dallo smalto: ciò determina la formazione di una zona di cavitazione o decalcificazione che può andare incontro a rottura, permettendo l'invasione batterica. Si forma, quindi, un ambiente protetto dove i batteri possono proliferare indisturbati e continuare la demineralizzazione dei tessuti dentali: la carie.

Quando il fosfato di calcio è esposto ad aumentati condizioni alcaline, è convertito in un sale con un maggiore rapporto calcio/fosfato e per ultimo in idrossiapatite, raggiungendo la forma più stabile nel range di pH neutro.



I processi di solubilizzazione e di riprecipitazione non sono in grado di riformare la struttura ben ordinata che esisteva nello smalto originale; si forma infatti un'apatite disorganizzata, elettrondensa e modificata. La placca batterica determina un danno diretto al parodonto attraverso la produzione di tossine e metaboliti, ma anche uno indiretto, poiché scatena reazioni infiammatorie e la liberazione di enzimi lisosomiali che non solo ostacolano la guarigione, ma favoriscono l'ulteriore danno tissutale.

Bibliografia

Paragrafo 2.1.

- › Anastasia M, Calderari G. Materiali Dentari. Roma: Antonio Delfino Editore; 2002.
- › Evans JR, Wetz JH, Wilko RA. Atlante di Odontoiatria Operativa. Milano: Scienza e tecnica dentistica ed. internazionali; 1989.
- › Lautrou A. Anatomia Dentaria. Milano: Masson; 1982.
- › Kinney JH, Balooch M, Marshall SJ, Marshall GW Jr, Weihs TP. Hardness and

- Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Arch Oral Biol.* 1996 Jan;41(1):9-13.
- Oliver WC, Pharr GM. An Improved Technique for Determining Hardness and Elastic Modulus Using Load and Displacement Sensing Indentation Experiments. *J Mat Res* 1992;7(6):1564-83.
 - Remizov SM, Prujansky LY, Matveevsky RM. Wear resistance and microhardness of human teeth. *Proceedings Of The Institution Of Mechanical Engineers. Part H, Journal Of Engineering In Medicine* 1991;205(3):201-2.
 - Ten Cate AR, Ten Cate R, Copeland E. *Oral histology: Development, Structure and Function*. 2nd ed. St. Louis: CV Mosby Inc; 1998.
 - Toffenetti F. *La conservativa. Manuale Atlante*. Milano: Istituto per la Comunicazione Audiovisiva; 1983.

Paragrafo 2.2.

- Beertsen W, Everts V. Formation of acellular root cementum in relation to dental and non-dental hard tissues in the rat. *J Dent Res.* 1990 Oct;69(10):1669-73.
- Bègue-Kirn C, Smith AJ, Ruch JV, Wozney JM, Purchio A, Hartmann D, Lesot H.
- Effects of dentin proteins, transforming growth factor beta 1 (TGF beta 1) and bone morphogenetic protein 2 (BMP2) on the differentiation of odontoblast in vitro. *Int J Dev Biol.* 1992 Dec;36(4):491-503.
- Butler WT. Dentin-specific proteins. *Methods Enzymol.* 1987;145:290-303.
- Butler WT, Ritchie H. The nature and functional significance of dentin extracellular matrix proteins. *Int J Dev Biol.* 1995 Feb;39(1):169-79.
- Glimcher MJ, Friberg UA, Levine PT. The isolation and amino acid composition of the enamel proteins of erupted bovine teeth. *Biochem J.* 1964 Oct;93(1):202-10.
- Hoppenbrouwers PM, Driessens FC, Borggreven JM. The mineral solubility of human tooth roots. *Arch Oral Biol.* 1987;32(5):319-22.
- Lekic P, McCulloch CA. Periodontal ligament cell population: the central role of fibroblasts in creating a unique tissue. *Anat Rec.* 1996 Jun;245(2):327-41.
- Robinson C, Kirkham J, Brookes SJ, Bonass WA, Shore RC. The chemistry of enamel development. *Int J Dev Biol.* 1995 Feb;39(1):145-52. Review.
- Schroeder HE. *The Periodontium*. Berlin: Springer Verlag; 1986. pp. 23-127.
- Sodek J, McKee MD. Molecular and cellular biology of alveolar bone. *Periodontol* 2000. 2000 Oct;24:99-126.
- Termine JD, Belcourt AB, Christner PJ, Conn KM, Nylan MU. Properties of dissociatively extracted fetal tooth matrix proteins. I. Principal molecular species in developing bovine enamel. *J Biol Chem.* 1980 Oct 25;255(20):9760-8.
- Tziafas D. Basic mechanisms of cytodifferentiation and dentinogenesis during dental pulp repair. *Int J Dev Biol.* 1995 Feb;39(1):281-90.

Paragrafo 2.3

- Casasco E. *Citologia-Istologia*. Pavia: La Goliardica Pavese ed; 1989.
- Casasco A, Calligaro A, Casasco M, Menghini P, Marchetti C, Poggi P, Springall DR, Polak JM. Immunocytochemical detection of proteine p38 in human dental pulp. *Arch Oral Biol.* 1990;35:635-638.
- de Rysky S, Mongiorgi R, Menghini P, Piacentini C, Sapelli PL, Foresti E. Etude cristallographique et ultramicroscopique (SEM) des calcifications pulpaire: résultats préliminaires. *Bull GIRSO* 1981;24:89-102.
- Fonzi L. *Anatomia dell'apparato stomatognatico*. Milano: Edi-Erme ed; 1990.
- Marchetti C, Piacentini C, Menghini P. Lymphatic vessels in inflamed dental pulp. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol.* 1990 Oct-Dec;33(3-4):155-9.
- Marchetti C, Menghini P, Piacentini C. Investigation on the collagen fiber network in human dental tissues. Transmission and scanning electron microscopy. *Cells And Materials*, 1992;2:57-65.
- Marchetti C, Piacentini C, Menghini P. Morphometric computerized analysis on the dentinal tubules and the collagen fibres in the dentine of human permanent teeth. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol.* 1992 Sep-Dec;35(3-4):125-9.

- Menghini P, Merlati G. *Introduzione ai Materiali Dentari*. Pavia: La Goliardica Pavese ed; 2004.
- Mjor IA, Fejerskov O. *Embriologia e istologia del cavo orale*. Milano: Edi-Erme ed; 2001.
- Mongiorgi R, Menghini P, Sapelli PL. Sulla presenza di un precursore minerale nella formazione dei cristalli di idrossiapatite dello smalto dentale e dei calcoli pulpari. *Atti Congresso SIOCMF, Ancona*, 1981. pp. 51-55.
- Piacentini C, Menghini P, De Rysky S, Zerosi C. Observations au microscope electronique à balayage sur l'extension des prolongements odontoblastiques dans les canalicules dentinaires. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol.* 1984 Jul;27(3):219-31.
- Smith DC, Williams DF. *Biocompatibility of Dental Materials*. Vol. I. Boca Raton (FL): CRC Press inc; 1982.

Paragrafo 2.4

- Crispian Scully. *Oxford Handbook of Applied Dental Sciences*. New York: Oxford University Press; 2002. p. 374. ISBN 978-0-19-851096-3.
- Dawes C. Salivary clearance and its effects on oral health. In: Edgar M, Dawes C, O'Mullane D, eds. *Saliva and Oral Health*. 3rd ed. London: British Dental Association; 2004. pp. 71-85.
- Dawes C. Salivary flow patterns and the health of hard and soft oral tissues. *J Am Dent Assoc.* 2008 May;139 Suppl:18S-24S.
- Hannig M, Joiner A. The structure, function and properties of the acquired pellicle. *Monogr Oral Sci.* 2006;19:29-64. Review.
- Head J. A study on saliva and its action on tooth enamel in reference to its hardening and softening. *JAMA* 1912;59(24):2118-22.
- Helmerhorst EJ, Oppenheim FG. Saliva: a dynamic proteome. *J Dent Res* 2007;86(8):680-693.
- Kolourides T. Remineralization of enamel and dentin. In: Johansen E, Shapiro M. *Dental Clinics of North America*. Eds. Philadelphia: WB Saunders; 1962. pp. 485-497.
- Schneyer LH, Levin LK. Rate of secretion of exogenously stimulated salivary gland pairs of man. *J Appl Physiol* 1955;7(6):609-613.
- Stephan RM, Miller BF. A quantitative method for evaluating physical and chemical agents which modify production of acids in bacterial plaques on human teeth. *J Dent Res* 1943;22(1):45-51.
- Watanabe S, Dawes C. A comparison of the effects of tasting and chewing foods on the flow rate of whole saliva in man. *Arch Oral Biol* 1988;33(10):761-764

CAPITOLO 3

CENNI DI GNATOLOGIA E FISILOGIA DELLA MASTICAZIONE

Il sistema masticatorio è costituito da tutte quelle strutture coinvolte nella masticazione: denti e strutture di supporto, articolazioni temporomandibolari (ATM), ossa mascellari e mandibolare, muscoli masticatori e accessori, lingua, tessuti periorali, mucose orali e sistema nervoso centrale e periferico. La gnatologia è lo studio delle funzioni e disfunzioni di questo sistema. La gnatologia classica ha sempre considerato lo studio del sistema masticatorio in termini meccanicistici, nella convinzione che l'analisi oclusale in articolatore fosse la chiave di comprensione per ogni funzione e disfunzione del sistema. Tale visione è oggi considerata riduttiva. Come ogni altro sistema biologico, infatti, anche quello masticatorio è in equilibrio dinamico: le varie componenti si modificano e si adattano ai cambiamenti interni ed esterni per mantenere l'omeostasi. Occlusione, ATM e sistema neuromuscolare si influenzano reciprocamente e ogni cambiamento in una componente si ripercuote sulle altre. In seguito ad un'alterazione, il sistema reagisce adattandosi, e tale adattamento varia da individuo ad individuo e da momento a momento. Il processo di invecchiamento ne è l'esempio più evidente: dal rimodellamento articolare alla deposizione di dentina secondaria, il sistema si adatta ai cambiamenti ambientali, mantenendo la funzione. Quando l'alterazione supera il potenziale adattativo, il sistema non è più in grado di ristabilire l'equilibrio. Sopraggiunge perciò una disfunzione o una vera e propria patologia.

3.1 Funzioni del sistema masticatorio

3.1.1 Masticazione

Funzione fondamentale del sistema masticatorio è, appunto, la masticazione, cioè quell'insieme di attività senso-motorie atte a preparare il cibo per la deglutizio-

ne. È un processo complesso, che coinvolge numerosi muscoli in un insieme di movimenti mandibolari ritmici e manipolazione del cibo al fine di frantumarlo con i denti. Un insieme di nuclei specializzati a livello del tronco encefalico, chiamati complessivamente generatore centrale, sono responsabili dell'attività masticatoria di base, cioè attivazioni ritmiche dei muscoli elevatori e depressori della mandibola. Questa attività ritmica è influenzata sia dai centri superiori sia da afferenze periferiche, che regolano in tempo reale durata, frequenza e intensità dei movimenti, modificando il ciclo masticatorio in base alle esigenze contingenti. Tale adattamento mostra un'elevata variabilità intra ed interindividuale.

3.1.2 Deglutizione

Altra funzione del sistema è la deglutizione, un processo fisiologico diviso in più fasi. La fase volontaria, intraorale; quella faringea, involontaria dalla faringe all'esofago; e la fase esofagea, involontaria dall'esofago allo stomaco. Durante la prima fase della deglutizione, i denti entrano in contatto intorno alla posizione di massima intercuspide.

3.1.3 Altre funzioni

Il sistema masticatorio è responsabile anche di fonazione, respirazione e mimica facciale.

3.1.4 Parafunzioni

Oltre alle funzioni descritte, il sistema masticatorio può presentare delle parafunzioni, cioè attività oromandibolari e linguali non funzionali. Queste vanno dal serramento mandibolare al digrignamento dentale, al mordersi guance, labbra, lingua, unghie o altri oggetti, al masticare gomme, al mantenere particolari posture della mandibola e della testa.

Per una completa comprensione della fisiologia del sistema masticatorio, è necessario conoscere i rapporti oclusali e la dinamica mandibolare di base, e in che modo questi possono essere simulati in laboratorio.

3.2 Rapporti intermascellari orizzontali

3.2.1 Normocclusione e malocclusioni

In normocclusione, a causa del diametro maggiore dell'arcata superiore, i denti mascellari sporgono vestibolarmente rispetto ai mandibolari. Di conseguenza, a livello anteriore esiste un *overjet* o sovramorso orizzontale. Questo è circa 2 mm in corrispondenza degli

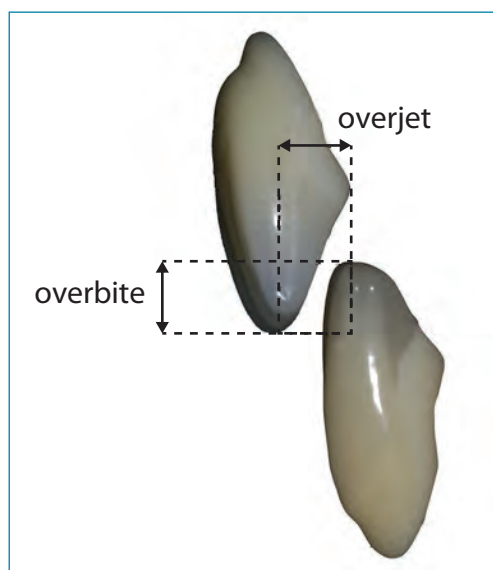


FIG. 1 Sovramorso orizzontale e verticale a livello degli incisivi centrali.

incisivi centrali e diminuisce progressivamente in direzione distale. Esiste anche un sovramorso verticale, od *overbite*. Gli incisivi superiori coprono di circa 2 mm la superficie vestibolare degli inferiori. Anche l'overbite diminuisce nei settori latero-posteriori (fig. 1).

In normocclusione la maggior parte dei contatti tra gli elementi dentali si riscontra a livello dei settori latero-posteriori, cioè a carico di premolari e molari. Tali elementi sono definiti pluricuspidati. Le cuspidi possono essere distinte in **cuspidi di stampo** (palatine per gli elementi dell'arcata superiore e vestibolari per quelli dell'arcata inferiore) e **cuspidi di taglio** (vestibolari per gli elementi dell'arcata superiore e linguali per quelli dell'arcata inferiore).

In normocclusione si verifica il contatto tra cuspidi di stampo e fosse dei denti antagonisti. Le cuspidi di stampo sono definite anche cuspidi di centrica o di supporto perché mantengono la dimensione verticale del terzo inferiore del viso. Le cuspidi di taglio, definite anche cuspidi di non supporto o di guida, non articolano con le fosse degli elementi dell'arcata antagonista; non mantengono quindi la stabilità oclusale, ma guidano la mandibola durante i movimenti di laterotrusione.

In normocclusione il contatto tra le arcate antagoniste è del tipo "un dente a due denti". I denti mandibolari occludono sempre con due denti mascellari e viceversa ad eccezione dell'incisivo centrale inferiore e del terzo molare superiore che occludono solamente con i rispettivi denti antagonisti. In realtà, quella descritta come normocclusione non si riscontra nella maggior parte della popolazione, perché frequenti sono le variazioni di posizione degli elementi dentali.

Il sistema di classificazione universalmente accettato per i rapporti oclusali è quello proposto da Angle, che utilizza come elemento dentale di riferimento il primo molare superiore e, in base ai rapporti tra questo e gli

elementi antagonisti, stabilisce una condizione di normalità contrapposta a situazioni definite **malocclusioni**, a loro volta suddivise in varie sottoclassi. Secondo tale classificazione nell'occlusione di I Classe, o normocclusione, la cuspidi mesiovestibolare del primo molare superiore articola con il solco mesiovestibolare del primo molare inferiore: il primo molare superiore risulta infatti spostato distalmente rispetto all'antagonista per non meno di mezza cuspidi.

Tutte le variazioni anatomiche che provocano un'alterazione dei rapporti oclusali dei denti delle due arcate rispetto a questa regola aurea vengono considerate malocclusioni. Rientrano nella malocclusione di II Classe tutti i casi in cui il primo molare superiore sia posto mesialmente rispetto all'inferiore. Sulla base della posizione degli incisivi questa classe può essere suddivisa in due divisioni. Nella divisione 1 gli incisivi superiori risultano vestibolarizzati con un overjet aumentato; nella divisione 2 gli incisivi superiori si presentano invece linguoinclinati. Nella malocclusione di III Classe il primo molare superiore è posto distalmente rispetto all'antagonista, in tal caso l'overjet è negativo e gli incisivi superiori presentano un rapporto invertito con gli inferiori.

3.2.2 Occlusione centrica o massima intercuspiazione

Si definisce **occlusione centrica (OC)**, o **massima intercuspiazione (ICP)**, la posizione mandibolare in cui si verifica il massimo numero di contatti tra le superfici oclusali dei denti antagonisti (fig. 2). Tale posizione è determinata da parametri dentali; è perciò necessaria la presenza di un numero sufficiente di denti perché la mandibola possa assumere questa posizione. La posizione di OC è la posizione intermascellare che si verifica più spesso durante l'ultima fase della masticazione. In letteratura esistono dati contrastanti per quanto riguarda il numero, la localizzazione e il tipo di contatti che si verificano tra i denti antagonisti quando la mandibola si trova in posizione di OC.



FIG. 2 Occlusione centrica o massima intercuspiazione.



FIGG. 3 Slide in centric: scivolamento da OC a RCP.

3.2.3 Relazione centrica

Definire la relazione centrica (RC) non è compito semplice. Numerose sono le definizioni proposte nel corso degli anni, e ancora oggi l'Academy of Prosthodontics ne riporta sette. In ogni caso, la RC definisce certamente una relazione condilare, indipendente dai contatti dentari. Dal punto di vista clinico, probabilmente la definizione migliore è la seguente: "la posizione più retrusa della mandibola in cui i condili sono nella posizione più posteriore non forzata nelle fosse glenoidee, da cui è ancora possibile compiere movimenti di laterotrusione". In RC i condili mandibolari si trovano in posizione di asse cerniera terminale, cioè quella posizione in cui la mandibola può compiere un movimento di rotazione pura (di cui si parlerà in seguito).

I contatti dentali che si verificano quando la mandibola è in RC determinano la posizione retrusa o *retruded contact position* (RCP). L'RCP nel 90% della popolazione risulta retrusa rispetto all'ICP. La discrepanza tra ICP e RCP negli adulti è pari a $1,25 \pm 1$ mm; nei bambini è minore ($0,85 \pm 0,6$ mm). Nel restante 10% della popolazione le due posizioni risultano coincidenti. Il passaggio dalla posizione di ICP alla posizione di RCP comporta uno scivolamento della mandibola, rispetto al mascellare superiore, sia sul piano sagittale (in senso antero-posteriore) sia sul piano verticale (dall'alto verso il basso), comunemente definito *slide in centric* (fig. 3).

3.3 Rapporti intermascellari verticali

3.3.1 Dimensione verticale d'occlusione (DVO)

È la distanza misurata tra due punti scelti arbitrariamente uno al di sopra e uno al di sotto della rima orale quando la mandibola si trova in OC. È un parametro fondamentale in ambito riabilitativo poiché determina l'altezza del terzo inferiore del viso.

3.3.2 Dimensione verticale di riposo

È la distanza misurata tra due punti scelti arbitrariamente uno al di sopra e uno al di sotto della rima orale quando la mandibola si trova in posizione fisiologica di

riposo (PFR). Questa è la posizione posturale della mandibola quando i muscoli elevatori e depressori sono in equilibrio tonico. In tale posizione non si riscontrano contatti dentari e le labbra sono competenti.

3.3.3 Spazio libero interocclusale (freeway space)

È la differenza tra la DVO e la DVR, cioè la distanza tra le superfici occlusali antagoniste quando la mandibola è in PFR. Tale distanza varia tra 1 e 3 mm.

3.4 Curve e piani occlusali o di compenso

Gli elementi dentali non sono orientati perpendicolarmente al processo alveolare dei rispettivi mascellari, ma sono inclinati nei tre piani dello spazio, sagittale, frontale e orizzontale. L'unione delle superfici occlusali descrive delle curve dette di "compenso", poiché favoriscono i contatti interdentali, con il convogliamento delle forze masticatorie lungo l'asse maggiore dei denti posteriori, mentre ne permettono la disclusione durante la dinamica mandibolare.

Sul piano sagittale si osserva la **curva di Spee** a concavità superiore, ottenuta dall'unione delle sommità delle cuspidi di stampo dei denti inferiori (fig. 4).

Sul piano frontale l'unione della sommità delle cuspidi

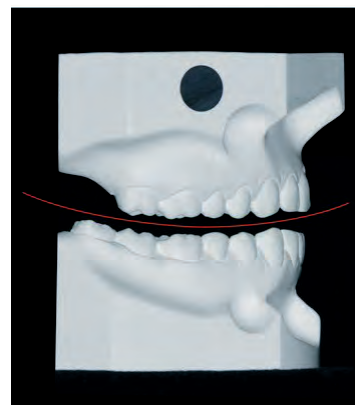


FIG. 4 Curva di compenso sagittale di von Spee.

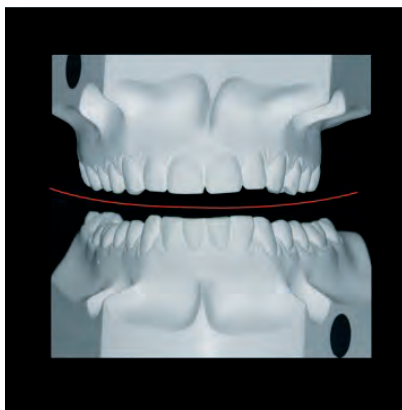


FIG. 5 Curva di compenso frontale di Wilson.

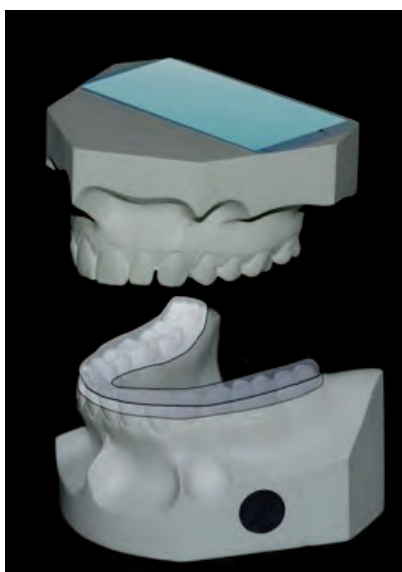


FIG. 6 Piano oclusale.

di vestibolari e linguali dei molari inferiori descrive una curva a concavità superiore detta **curva di Wilson**; tale concavità è determinata dall'inclinazione dei tavolati occlusali di molari e premolari dell'arcata inferiore, dove le cuspidi vestibolari si trovano ad un'altezza superiore a quella delle cuspidi linguali (fig. 5).

Unendo tridimensionalmente la curva di Von Spee e la curva di Wilson, si ottiene il piano oclusale, detto **sviluppo elicoidale** o **elicoide di Ackermann** (fig. 6). L'andamento del piano oclusale tende a compensare i carichi, la cui risultante è sempre perpendicolare all'asse lungo del dente. La curva di Spee e la curva di Wilson possono essere considerate parti di un cerchio. Lo sviluppo tridimensionale di tali cerchi permette di costruire una sfera di circa 20 cm di diametro, con il centro a livello della glabella nasale, detta **sfera di Monson**. Secondo Monson, quando i denti sono posti con il margine incisale o la cuspidi sulla superficie di questa sfera, si ottiene la miglior efficienza masticatoria.

3.5 Movimenti mandibolari

Di seguito si fa riferimento a schemi occlusali presenti in normocclusione.

3.5.1 Protrusione

Durante la protrusione, i margini incisali degli incisivi inferiori entrano in contatto con le superfici palatine del sestante anteriore superiore, mentre i settori posteriori discludono completamente; tale traiettoria è definita **guida incisiva** (fig. 7).



FIG. 7 Guida incisiva in protrusione.



FIG. 8 Guida canina in laterotrusione sinistra.



FIG. 9 Guida di gruppo in laterotrusione destra.

3.5.2 Laterotrusione

Durante il movimento laterotrusivo gli unici denti che sono a contatto, scivolando l'uno sull'altro, sono i canini del lato lavorante (**guida canina**), mentre gli elementi del lato non lavorante discludono (fig. 8).

Con la progressiva abrasione del canino, può essere presente una **guida di gruppo**: oltre al canino del lato lavorante, sono a contatto almeno altre due coppie di denti, contemporaneamente alla disclusione di tutti gli elementi del lato non lavorante (fig. 9).

3.6 Tipi di occlusione funzionale

Durante i movimenti di protrusione e laterotrusione, la posizione, morfologia e grado di usura degli elementi dentari condizionano i contatti tra gli elementi anteriori e posteriori delle arcate antagoniste, definendo tre tipi di occlusioni funzionali e parafunzionali che sono considerate fisiologiche.

3.6.1 Occlusione mutualmente protetta

Tale schema prevede il contatto nei settori posteriori in occlusione centrica e le guide incisiva/canina nei movimenti orizzontali. Si verifica quindi la protezione dei settori anteriori in occlusione centrica e quella dei settori posteriori nei movimenti eccentrici. L'occlusione viene perciò definita occlusione mutualmente protetta, riscontrabile dal 2% al 17% della popolazione.

3.6.2 Occlusione bilanciata monolaterale, od occlusione con contatto di gruppo

Tale schema occlusale prevede la presenza di una guida di gruppo in laterotrusione. Tale schema occlusale è molto più frequente nella popolazione (dal 47 al 64%), per abrasione del canino o malposizioni dentarie.

3.6.3 Occlusione bilanciata bilateralmente

Questo schema prevede in laterotrusione la presenza di contatti sia sul lato lavorante che su quello non lavorante, mentre in protrusione i contatti si riscontrano sia tra gli elementi anteriori che sui posteriori. L'occlusione bilanciata bilateralmente non è frequente in natura, ma è realizzata in protesi totale per stabilizzare le protesi durante i movimenti eccentrici.

3.7 Movimenti condilari

La dinamica dei movimenti condilari è di tipo tridimensionale, poiché è la combinazione di movimenti di rotazione, traslazione e laterali. Questi sono normalmente

descritti scomponendoli nei tre piani dello spazio: frontale, sagittale, orizzontale.

3.7.1 Movimenti di laterotrusione

Nei movimenti di laterotrusione si definisce **condilo lavorante** il condilo mandibolare del lato verso il quale è eseguito il movimento, e **condilo non lavorante** o bilanciante il condilo controlaterale.

Sul piano orizzontale, inizialmente il condilo lavorante si sposta lateralmente ed il condilo non lavorante medialmente; in seguito il movimento riguarda quasi esclusivamente il condilo non lavorante che si porta in basso e in avanti. Si definisce **movimento di Bennett** lo spostamento laterale del condilo lavorante, il quale può presentare anche una componente con andamento superiore, posteriore, anteriore o inferiore. Schematicamente, i possibili movimenti di Bennett nella popolazione generale possono essere rappresentati come un cono, il cui apice è al centro del condilo lavorante, proiettato lateralmente.

A livello del condilo non lavorante il movimento risulta diretto medialmente, in basso ed in avanti. Tale movimento può essere scomposto in due componenti funzionali: una componente immediata definita Bennett immediato (*Immediate Side Shift, ISS*) con movimento mediotrusivo; una componente progressiva, corrispondente alla seconda parte del movimento, in cui il condilo si sposta in avanti e in basso, definita Bennett progressivo (*Progressive Side Shift, PSS*).

L'angolo di Bennett è quell'angolo formato, sul piano orizzontale, dal piano sagittale con la retta passante per i punti di partenza e di arrivo del movimento di Bennett.

3.7.2 Movimento di apertura

Durante l'apertura, a livello condilare si registra sul piano sagittale un movimento complesso, costituito da una parte iniziale di rotazione pura, seguita da una seconda parte che comprende rotazione e traslazione insieme.

3.7.3 Movimento di protrusione

Il movimento di protrusione a livello condilare è guidato in senso postero-anteriore dalle strutture articolari, dalla muscolatura, dai denti anteriori e, in assenza di una guida incisiva immediata, dai piani inclinati dei denti posteriori.

Il movimento protrusivo, sul piano sagittale, disegna il **tragitto condilare sagittale** (TCS), che può essere suddiviso in tre segmenti. Il primo tratto corrisponde allo spostamento che il condilo compie per portarsi a contatto con l'eminanza articolare; il secondo corrisponde allo scivolamento sotto l'eminanza, determinato dall'inclinazione della fossa, ed è la parte funzionale; il terzo

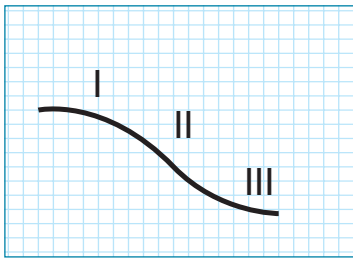


FIG. 10 TCS: si distinguono i 3 segmenti, di cui il secondo è quello funzionale.

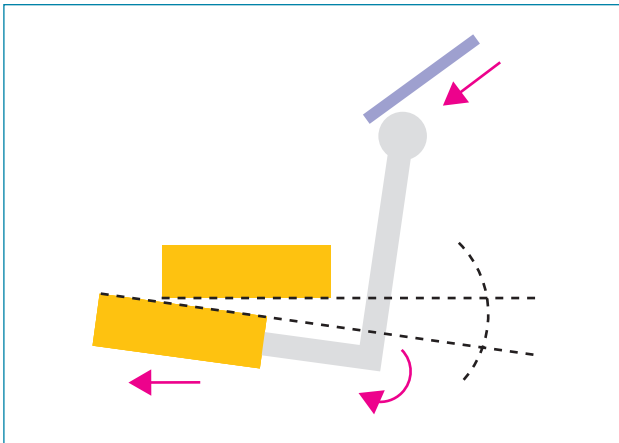


FIG. 11 Fenomeno di Christensen: disclusione dei settori posteriori.

corrisponde al movimento che il condilo compie nel superare l'eminanza articolare (fig. 10). Prendendo come riferimento un piano cranico orizzontale, è possibile calcolare l'inclinazione del TCS, ossia della fossa articolare. I piani di riferimento cranico sono il **piano di Camper**, parallelo al piano oclusale, che va dal trago all'ala del naso, e il **piano di Francoforte**, che va dal porion al punto infraorbitario. Rispetto al piano di Camper, l'inclinazione del TCS è in media 30° , mentre rispetto al piano di Francoforte è di 45° . In presenza di un'inclinazione accentuata del TCS, durante il movimento protrusivo si verifica sempre la disclusione dei settori posteriori (**fenomeno di Christensen**) (fig. 11).

3.8 Movimenti limite a livello dentale

I movimenti mandibolari sono studiati suddividendoli nei tre piani dello spazio e prendendo come riferimento il punto interincisivo inferiore.

Si distinguono due tipi di movimento: i **movimenti limite**, ossia i movimenti estremi che la mandibola compie nello spazio, e i **movimenti funzionali**, ossia i movimenti che la mandibola compie durante la normale funzione masticatoria. I movimenti limite e i movimenti funzionali coincidono in un solo punto, l'ICP.

3.8.1 Movimenti sul piano sagittale

I movimenti limite descritti sul piano sagittale sono

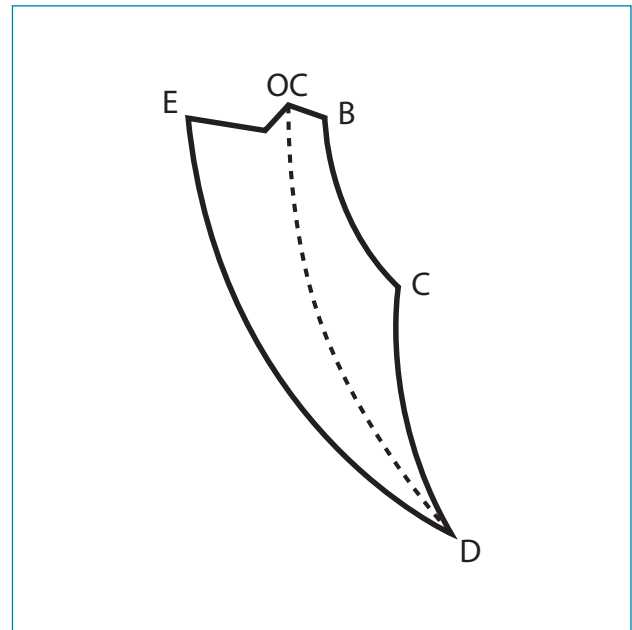


FIG. 12 Movimenti limite sul piano sagittale - Diagramma di Posselt. OC: occlusione centrica; B: RCP; B-C: rotazione pura del condilo; C-D: rotazione e traslazione del condilo; D-E: chiusura in massima protrusione.

rappresentati graficamente dal **diagramma di Posselt**, tracciato da una punta scrivente legata al punto interincisivo inferiore (fig. 12). Analizzando il diagramma, si parte dal punto OC, che rappresenta il punto di occlusione centrica. Con un movimento di retrusione, si raggiunge il punto B (RCP), tale percorso risulta inclinato poiché le cuspidi seguono i piani inclinati delle fosse, mentre il punto interincisivo si allontana dai denti superiori.

Nel movimento di apertura viene disegnato il segmento B-C, che corrisponde alla rotazione pura; continuando in apertura si ottiene il segmento C-D, che corrisponde al movimento di traslazione del condilo, fino alla massima apertura (D).

Nel movimento di chiusura si descrive il segmento D-E, il punto interincisivo si porta in massima protrusione (E). Il ritorno in massima intercuspidação, rappresentato dal segmento E-OC, prevede il superamento degli incisivi superiori, fino al punto più basso dove gli incisivi sono testa a testa.

3.8.2 Movimenti sul piano orizzontale

Per analizzare i movimenti sul piano orizzontale, si utilizza un perno solidale col mascellare superiore, ortogonale al piano oclusale. Compiendo dei movimenti di protrusione, laterotrusione e retrusione, si registra un diagramma romboidale il cui apice anteriore, detto **arco gotico**, rappresenta il punto di massima retrusione mandibolare non forzata (fig. 13).

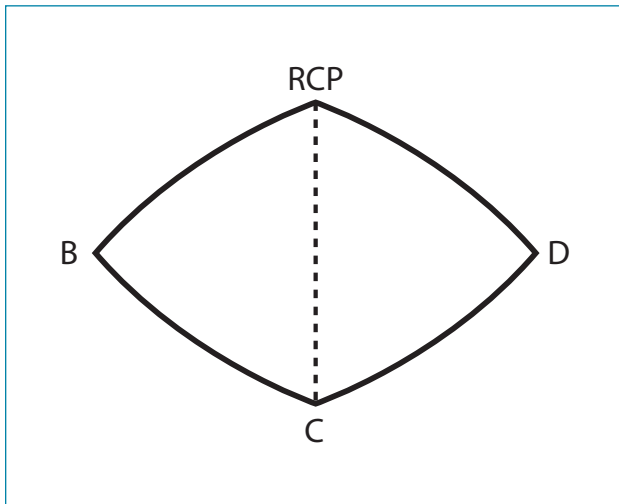


FIG. 13 Movimenti limite sul piano orizzontale - Arco gotico: B: massima laterotrusione destra; C: massima protrusione; D: massima laterotrusione sinistra; RCP-C: tragitto di protrusione.

3.8.3 Movimenti sul piano frontale

Sul piano frontale il punto interincisivo inferiore descrive un diagramma romboidale, ottenuto partendo da ICP con un movimento di massima laterotrusione seguito da un movimento di massima apertura; segue un movimento di chiusura nella massima laterotrusione controlaterale con infine il ritorno in ICP. Inscritto in questo diagramma, si colloca il disegno a goccia caratteristico dei normali cicli masticatori (fig. 14).

Unendo tridimensionalmente i movimenti limite si ottiene un solido complesso conosciuto come **poligono di Posselt**.

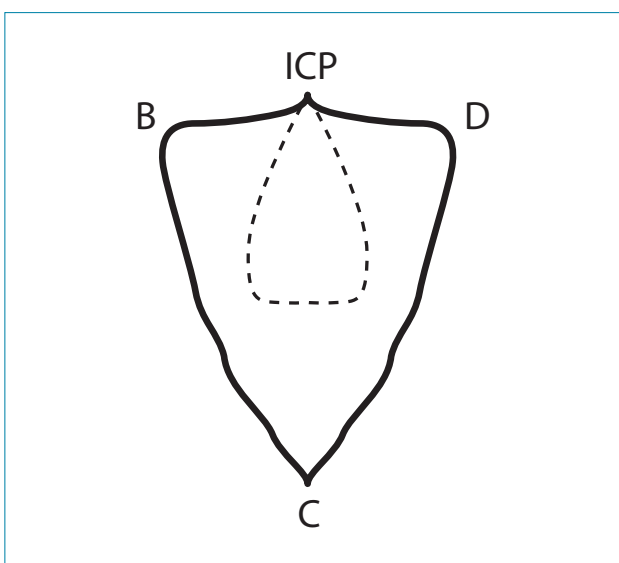


FIG. 14 Movimenti limite sul piano frontale: B: massima laterotrusione destra; C: massima apertura; D: massima laterotrusione sinistra. Linea tratteggiata: movimenti di un ciclo masticatorio.

3.9 Articolatori o simulatori di movimento

La necessità di riprodurre, per lo studio della dinamica mandibolare e la riabilitazione protesica dei casi clinici, i rapporti statici e dinamici esistenti tra le articolazioni temporomandibolari e le arcate dentarie ha favorito la progettazione e la realizzazione di simulatori di movimento artificiali detti articolatori. L'articolatore è uno strumento meccanico che rappresenta le articolazioni temporomandibolari e i mascellari e al quale possono essere ancorati i modelli mascellare e mandibolare per simulare alcuni o tutti i movimenti mandibolari.

Gli articolatori sono costituiti da articolazioni meccaniche e da due branche, una superiore ed una inferiore, rappresentanti rispettivamente mascellare superiore e mandibola. Le due branche costituiscono i supporti per l'ancoraggio dei modelli in gesso, riproducenti le arcate dei pazienti. Grazie ad articolazioni meccaniche regolabili, essi permettono, in relazione alla loro complessità costruttiva, di riprodurre parte o tutti i movimenti mandibolari. I limiti di questi strumenti sono legati soprattutto al loro meccanicismo che consente di riprodurre non i movimenti funzionali, ma esclusivamente i movimenti limite; questi, come già detto, coincidono con i primi solo nella massima intercuspidação.

L'uso di un simulatore meccanico è un fondamentale supporto diagnostico e terapeutico per il clinico, innanzitutto per la realizzazione di manufatti protesici. Tanto più sofisticato è lo strumento, minori sono le correzioni occlusali necessarie durante le fasi cliniche.

Nel corso degli anni sono stati progettati strumenti sempre più complessi, da semplici occlusori, che consentono solo movimenti di apertura e chiusura, ad articolatori individuali elettronici che possono riprodurre la totalità dei movimenti limite.

Gli articolatori sono classificati in tre gruppi, con alcune suddivisioni:

- › non regolabili o a valori medi (I Classe e II Classe);
- › a valori semi-individuali (III Classe);
- › a valori individuali o gnatologici (IV Classe).

3.9.1 Occlusori

Gli articolatori di I Classe consentono di riprodurre il movimento di apertura e chiusura a cerniera e permettono l'ancoraggio dei modelli attraverso una semplice registrazione statica interocclusale. Questi strumenti possono essere utilizzati per la realizzazione di singoli elementi che non siano coinvolti in guide occlusali. L'aggiustamento occlusale clinico deve sempre essere realizzato.

Tra questi, particolarmente efficace appare un modello che, per la presenza di un suo particolare sistema di ancoraggio, non richiede il montaggio dei modelli con del gesso ma li trattiene alle rispettive branche attraverso delle specifiche chele. Il montaggio risulta quindi particolarmente rapido e non modifica i modelli di studio. Questo strumento risulta utile nella fase diagnostica della valutazione dei rapporti occlusali dei modelli.

3.9.2 Articolatori a valori medi

Gli articolatori a valori medi di II Classe consentono movimenti verticali, orizzontali e di laterotrusione, ma non riferiscono i movimenti delle articolazioni meccaniche alle articolazioni temporomandibolari. La protrusione e le laterotrusioni vengono guidate da tragitti predefiniti (fig. 15).



FIG. 15 Articolatore a valori medi.

Tali articolatori sono stati sviluppati sulla base di dati proposti da Bonwill che stabilì che la distanza intercondilare è uguale a quella che intercorre tra il centro di uno dei due condili ed il punto interincisivo. Grazie a queste misurazioni è stato possibile migliorare l'ancoraggio dei modelli di lavoro all'articolatore orientandoli in un rapporto spaziale più preciso con le articolazioni temporomandibolari tracciando il cosiddetto triangolo di Bonwill; questo è un triangolo equilatero di circa 10 cm per lato nato dall'unione del punto interincisivo con il centro dei due condili. Hanno in genere un'inclinazione del TCS di 30° e presentano un'asta incisiva che consente di variare la dimensione verticale d'occlusione. Essendo impostati su valori medi statistici, non possono essere utilizzati per riabilitazioni oclusali complesse, ma solo per restauri di breve estensione o in arcate dentarie la cui stabilità non sia compromessa dal numero o dalla posizione degli elementi dentari residui.

3.9.3 Articolatori a valori semi-individuali

In questi articolatori è possibile impostare individualmente alcuni determinanti articolari come, ad esempio, il TCS, la distanza intercondilare, il valore angolare del Bennet. Altri valori articolari sono invece impostati sulle



FIG. 16 Articolatore semi-individuale.

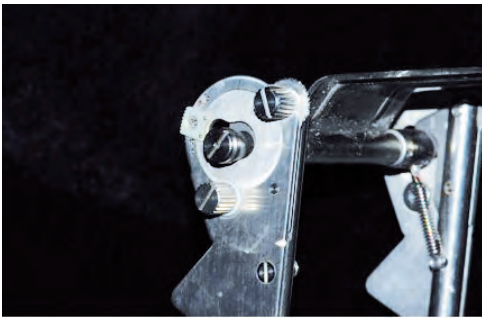
articolazioni meccaniche secondo valori medi (fig. 16). Abbinato a questi articolatori è l'**arco facciale**, uno strumento che registra la relazione spaziale tra le arcate e l'asse cerniera terminale. Esso ha due funzioni fondamentali: posizionale e dinamica. La funzione posizionale consente di localizzare clinicamente l'asse di rotazione intercondilare e riportarlo sull'articolatore. In questo modo si riproduce in articolatore il rapporto spaziale rilevato clinicamente. Ciò avviene grazie ad un piano cefalometrico di riferimento, che può essere il piano di Camper o di Francoforte. L'arco facciale fornisce inoltre la corretta distanza tra l'asse intercondilare e il punto interincisivo, permettendo agli articolatori semi-individuali un'affidabile riproduzione dell'arco di cerchio che compie la mandibola durante il movimento di rotazione pura. Ciò consente al clinico di modificare la dimensione verticale d'occlusione delle riabilitazioni direttamente in articolatore senza variare questo arco. Quando non sia necessario variare la dimensione verticale, sono utilizzabili archi facciali detti arbitrari che utilizzano come punto di riferimento articolare un punto arbitrario statisticamente riferibile all'asse di rotazione intercondilare.

La funzione dinamica dell'arco facciale permette di registrare alcuni valori delle determinanti condilari, come il valore del TCS, il Bennett immediato e progressivo o l'angolo di Bennet.

Gli archi facciali si dividono in statici o anatomici, che hanno la sola funzione posizionale, e dinamici, caratterizzati da entrambe le funzioni. Tali strumenti, nella loro conformazione più complessa, si definiscono pantografi.

Impostando le articolazioni meccaniche, secondo i dati forniti o da registrazioni interocclusali, con questi articolatori è possibile riprodurre i movimenti di apertura-chiusura, di laterotrusione e di protrusione.

Il maggior limite degli articolatori semi-individuali è la presenza di tragitti condilari rettilinei e non curvilinei. Tuttavia sono i simulatori più utilizzati nella pratica cli-



FIGG. 17 A sinistra: articolatore tipo ArCon: il condilo meccanico è solidale alla branca inferiore. A destra: articolatore tipo Non ArCon: il condilo meccanico è solidale alla branca superiore.

nica perché consentono di riprodurre l'asse cerniera e alcune determinanti articolari.

Gli articolatori semi-individuali nei quali le fosse articolari delle articolazioni meccaniche sono solidali con il modello del mascellare superiore mentre i condili sono rappresentati nella parte inferiore sono definiti di tipo ArCon (*Articulator Condyle*). Gli articolatori con le componenti meccaniche invertite, in cui le cavità glenoidi sono solidali con il modello della mandibola, sono detti sistemi NON-ArCon (fig. 17).

3.9.4 Articolatori a valori individuali

Si definiscono articolatori di IV Classe o completamente individuali o gnatologici gli strumenti che accettano registrazioni dinamiche tridimensionali. Questi consentono di riprodurre la dinamica mandibolare del singolo soggetto in modo individualizzato riproducendo le traiettorie dei movimenti limite registrati con pantografi, assiografi e stereografi.

Questi articolatori si avvalgono di archi facciali e di sistemi complessi per la registrazione sul paziente delle determinanti articolari e della funzionalità mandibolare. Il loro utilizzo richiede, da parte sia del clinico sia dell'odontotecnico, competenza ed esperienza. La complessità, i tempi d'impiego e il costo degli strumenti condizionano inevitabilmente i costi di gestione per il paziente. Perciò l'impiego di questi strumenti è limitato alla ricerca e non alla pratica clinica; tuttavia, questo tipo di articolatore può risultare utile nella diagnosi delle disfunzioni del sistema masticatorio.

Bibliografia

- Adams SH 2nd, Zander HA. Functional tooth contacts in lateral and in centric occlusion. J Am Dent Assoc 1964 Oct;69:465-73.
- Anderson DJ, Picton DC. Tooth contact during chewing. J Dent Res 1957 Feb;36(1):21-6.
- Angle EM. Classification of malocclusion. Dental Cosmos 1899;41:248-64.
- Angle EM. Classification of malocclusion. Dental Cosmos 1899;41:350-7.
- Bergstrom G. On the reproduction of dental articulation by means of articulators. Acta Odontol Scand Suppl 1950;9(Suppl. 4):3-149.
- Bonwill WGA. Scientific articulation of the human teeth as founded on geometrical, mathematical and mechanical laws. Dental Items Int 1899;21:617-56.
- Davies S, Gray RM. What is occlusion? Br Dent J 2001 Sep 8;191(5):235-8, 241-5.
- Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. J Prosthet Dent 1981 Oct;46(4):443-9.
- Guyton AC, Hall JE. Textbook of medical physiology. 11th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2006.
- Lavigne G, Kato T. Usual and unusual orofacial motor activities associated with tooth wear. Int J Prosthodont 2005 Jul-Aug;18(4):291-2.
- Lund JP. Mastication and its control by the brain stem. Crit Rev Oral Biol Med 1991;2(1):33-64.
- McNeill C. Science and practice of occlusion. Chicago: Quintessence; 1997.
- Mohl ND, Zarb GA, Carlsson GE, Rugh JD. A textbook of occlusion. Chicago: Quintessence; 1988.
- Monson GS. Applied mechanics to the theory of mandibular movements. Dental Cosmos 1932;74(11):1039-53.
- Pameijer JH, Glickman I, Roeber FW. Intraoral occlusal telemetry. 3. Tooth contacts in chewing, swallowing and bruxism. J Periodontol 1969 May;40(5):253-8.
- Posselt U. Studies in the mobility of the human mandible. Acta Odontol Scand 1952;10(suppl 10):19-160.
- Shields JM, Clayton JA, Sindedecker LD. Using pantographic tracings to detect TMJ and muscle dysfunctions. J Prosthet Dent 1978 Jan;39(1):80-7.
- Spee FG. Die verschiebungsbahn des unterkiefers am schaedell. Arch Anat Physiol 1890;16:285-94.
- The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent 2005 Jul;94(1):10-92.
- van der Bilt A, Engelen L, Pereira LJ, van der Glas HW, Abbink JH Oral physiology and mastication. Physiol Behav 2006 Aug 30;89(1):22-7.
- Wilson GH. A manual of dental prosthetics. Philadelphia: Lea & Febiger; 1917.
- Woda A, Vigneron P, Kay D. Nonfunctional and functional occlusal contacts: A review of the literature. J Prosthet Dent 1979 Sep;42(3):335-41.

CAPITOLO 4

PROPRIETÀ DEI MATERIALI DENTARI

4.1 Significato e controllo delle proprietà dei materiali dentari

Il termine “proprietà” indica la singola qualità di natura fisica, chimica, meccanica e biologica di ogni materiale, ne permette l’individuazione, la valutazione e il confronto, indispensabili per la scelta. Non è corretto basarsi come strumento di valutazione della qualità dei materiali su una delle singole caratteristiche, ma esse devono essere impiegate in combinazione tra di loro, determinate da test standardizzati di laboratorio e da prove di utilizzo. La standardizzazione delle procedure di prova è essenziale per il controllo della qualità e per la ripetibilità dei risultati da parte di altri ricercatori; i provini da testare dovrebbero essere simili per forma e dimensione e le procedure di preparazione rigidamente attinenti alle indicazioni del produttore.

Precise indicazioni sui test da effettuare sui materiali sono state emesse da vari organismi internazionali:

- › Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS);
- › Federazione Dentale Internazionale (FDI);
- › International Standard Organization (ISO);
- › American Dental Association (ADA).

A queste norme è indispensabile fare riferimento tanto per effettuare quanto per interpretare ogni prova eseguita sui materiali dentari.

4.2 Proprietà meccaniche

I contatti di massima intercuspidação involontari dovuti a deglutizione, reazione di allarme, sforzi fisici, parafunzioni sono quantificabili in circa 2000 nell’arco delle 24 ore, e la forza che tali contatti espletano varia, a seconda del soggetto, entro un range compreso tra i 30 e gli 80 kg/cm²; in altre parole, ogni superficie occlusale, sia essa un dente naturale o un qualsivoglia restau-

ro, subisce 2000 colpi di 30/80 kg al giorno, per tutta la vita. Ecco perché è così importante la conoscenza delle caratteristiche meccaniche dei materiali e delle forze in gioco.

4.2.1 Forza

Si genera una forza attraverso l’azione di un corpo che spinge o tira un altro corpo. Il risultato dell’applicazione di una forza ad un corpo è la variazione del suo stato di riposo o di movimento. Se il corpo al quale è applicata la forza rimane fermo, questa ne causa la deformazione. Una forza è definita da tre caratteristiche: il punto di applicazione, l’intensità ed il verso. L’unità di misura della forza è il newton, N.

4.2.2 Sforzo

Quando una forza agisce su un corpo viene sviluppata una resistenza. Questa resistenza, che prende il nome di sforzo, è uguale in intensità ma opposta in direzione alla forza esterna applicata. Sia le forze applicate sia la resistenza interna (sforzo) sono distribuite su un’area definita del corpo; lo sforzo in una struttura è quindi misurato in forza per unità di area. Da questo punto di vista, lo sforzo assomiglia alla pressione.

Poiché la resistenza interna non è facilmente misurabile, si misura la forza esterna (F) applicata sull’area (A) della sezione e si assume come sforzo, contraddistinto dal simbolo S o σ . L’unità di misura dello sforzo è l’unità di misura della forza (N) divisa per l’unità di misura dell’area ed è comunemente espressa in pascal (1 Pa = 1 N/m² = 1 MN/mm²). È pratica diffusa riportare lo sforzo in megapascal (MPa), in cui 1 MPa = 106 Pa.

Le sollecitazioni a cui un corpo può essere sottoposto sono classificabili secondo diversi parametri.

- › A seconda della forza applicata:
 - stress semplici;
 - stress composti;
 - stress a fatica.
- › A seconda del tempo di applicazione della forza:
 - sollecitazioni statiche;
 - sollecitazioni dinamiche.

Stress semplici

Applicazione di una coppia di forze che agiscono in direzioni opposte:

- › trazione;
- › compressione;
- › flessione;
- › taglio;
- › torsione.

Stress composti

Somma di due o più stress semplici.

Stress a fatica

Applicazione contemporanea o consecutiva di uno o più stress semplici:

- › carico assiale, trazione – compressione consecutive;
- › flessione rotante, flessione – torsione contemporanee;
- › flessione invertita, flessione – flessione opposta consecutive;
- › torsione a fatica, torsione – torsione opposta consecutive.

4.2.2.1 Curva sforzo–deformazione

Un corpo sollecitato da una forza esterna (per esempio urto: sollecitazione dinamica istantanea) tende a subire un cambio della sua forma (deformazione). In base al principio di azione–reazione però si verifica una forma di resistenza del corpo ad essere deformato.

Se la resistenza del corpo:

- › riesce ad equilibrare la forza esterna - il corpo resta integro;
- › non riesce ad equilibrare la forza esterna - il corpo si deforma e può arrivare fino alla frattura.

La resistenza di un materiale è quindi la capacità del materiale di sopportare stress senza subire modifiche e dipende dalla coesione intermolecolare e dalla struttura dei legami intermolecolari.

Quando il corpo non riesce ad equilibrare la forza esterna avremo quindi una deformazione, e ogni tipo di sollecitazione è in grado di produrre nel corpo una corrispondente deformazione. La deformazione risultante da una forza di trazione o di trascinarsi è un allungamento del corpo nella direzione della forza applicata, mentre una forza di compressione o di spinta causa la contrazione o l'accorciamento del corpo nella direzione del carico. La deformazione, ϵ , è definita come variazione di lunghezza ($\Delta L = L - L_0$) per unità di lunghezza (L_0) del corpo quando soggetto a sollecitazione.

La deformazione non ha un'unità di misura, ma è rappresentata da un numero puro ricavato dalla seguente equazione:

$$\text{deformazione } \epsilon = \frac{\text{deformazione}}{\text{lunghezza iniziale}} = \frac{(L - L_0)}{L_0} = \frac{\Delta L}{L_0}$$

Così, se un campione con una lunghezza iniziale di 2 mm viene portato ad una nuova lunghezza di 2,02 mm, si è deformato di 0,02 mm e la deformazione è $0,02/2=0,01$ o 1%. La deformazione è perciò riportata in valore assoluto o in percentuale. La quantità della deformazione è differente per ogni tipo di materiale soggetto a sollecitazione ed è in funzione della grandezza della sollecitazione applicata.

Se applichiamo una forza statica con velocità uniforme e di appropriata intensità, il corpo subirà le seguenti fasi:

- › deformazione elastica (reversibile). Il corpo torna alla forma iniziale quando la sollecitazione viene rimossa;

- › deformazione plastica (irreversibile). Il corpo non può tornare alla forma iniziale quando la sollecitazione viene rimossa;
- › rottura (frattura). L'intensità o il ripetersi degli stress superano la capacità del corpo di deformarsi.

Tutti questi momenti sono graficizzabili in una curva chiamata "curva sforzo-deformazione", che si ottiene misurando e riportando su grafico ciò che avviene quando un materiale viene sottoposto a una prova di trazione, cioè il materiale opportunamente preparato viene sottoposto a carichi che agiscono secondo il suo asse longitudinale e tendono ad allungarlo, protratta fino alla sua rottura. Ne risulta una prova di tipo distruttivo e per effettuarla si utilizzano macchine apposite dotate di un sistema sicuro di afferraggio dei campioni e in grado di fornire il grafico del test

I campioni sono di solito metallici, a forma di cilindri con estremità più grandi. Il tratto centrale, utile per l'esperimento, ha diametro di 3 mm e quindi area di 7,065 mm². La lunghezza del tratto utile viene indicata con L_0 . Il risultato grafico della prova esprime:

- › in ordinata la forza P , espressa in Newton per l'area della sezione del campione A , espressa in m², rappresenta lo sforzo, tensione σ , e si misura in N/m²;
- › in ascissa la variazione di lunghezza Δl rispetto alla lunghezza iniziale L_0 , rappresenta la deformazione ϵ .

Sequenza della prova

Nella prima fase della prova, quando inizia la sollecitazione del campione, questo subisce una prima deformazione che ha la caratteristica di non essere permanente, quando il carico viene rimosso la struttura ritorna alle sue dimensioni originali. Tale deformazione viene definita elastica, e segue la legge di proporzionalità o di Hooke: nell'ambito delle deformazioni elastiche, le deformazioni che un corpo subisce sono proporzionali alle forze che le hanno prodotte, all'aumentare del carico aumenta la deformazione e quindi la lunghezza della provetta, in misura direttamente proporzionale. Il grafico risulta rettilineo e questo tratto rettilineo indica il periodo di proporzionalità, e al termine di tale tratto si trova il "carico al limite di proporzionalità".

Il tratto della curva sforzo-deformazione sotto al limite di proporzionalità viene chiamato zona elastica.

Il limite elastico è definito come il carico massimo al quale il materiale resiste senza subire deformazioni permanenti. Ai fini pratici, però, il limite di proporzionalità ed il limite di elasticità rappresentano per una struttura lo stesso sforzo ed i due termini sono spesso usati in modo intercambiabile per definire lo sforzo coinvolto. Bisogna comunque ricordare che essi nascono da due concetti fondamentalmente diversi, uno relativo alla proporzionalità diretta tra sforzo e deformazione all'interno della struttura, mentre l'altro descrive il comportamento elastico del materiale.

Ogni materiale possiede un coefficiente, calcolato sperimentalmente, che indica la sua elasticità o, per converso, la sua rigidità. Si definisce modulo di elasticità o di Young.

Proseguendo il test e applicando un carico superiore a quello del limite di proporzionalità si determina nel campione una deformazione irreversibile e permanente, definita deformazione plastica.

Il tratto della curva sforzo-deformazione sopra il limite di proporzionalità è chiamato zona plastica e il passaggio dalla fase di deformazioni elastiche alle deformazioni plastiche, con la formazione di deformazioni plastiche continue senza aumento del carico, viene indicato con lo snervamento.

Continuando ad applicare la forza la provetta subisce un allungamento e può insorgere il fenomeno della strizione, cioè una diminuzione del diametro della provetta nella zona in cui avverrà la frattura. Indica la capacità del materiale di deformarsi plasticamente prima di rompersi.

Lo stadio finale del test consiste nella frattura.

Le fratture, in particolare per i metalli, possono essere:

- › fragile;
- › duttile.

La frattura fragile avviene all'improvviso, senza apprezzabili deformazioni plastiche. Il materiale cede di schianto senza segni premonitori. È legata alla presenza e alla propagazione di microcricche che si propagano rapidamente

La frattura duttile si verifica dopo apprezzabili deformazioni plastiche. Si propaga lentamente ed è di solito accompagnata da strizione.

Da notare che una lega che è stata sollecitata con un carico prossimo al limite di resistenza sarà deformata in modo permanente e, allo stesso modo, un restauro che riceve tale quantità di carico durante la funzione sarà inutilizzabile. Benché i dati sui materiali impiegati in odontoiatria di solito riportino i valori del limite di resistenza, l'utilizzo del limite di resistenza come criterio di valutazione delle caratteristiche relative ai diversi materiali non dovrebbe essere tenuto in molta considerazione.

4.2.2.2 Tipi di sollecitazioni

Una forza può essere diretta verso un corpo con qualunque angolo o direzione e nella realtà forze diverse sono combinate insieme e determinano sollecitazioni complesse. Per poterle comprendere dovremo analizzarle singolarmente.

In generale, le forze applicate singolarmente possono essere assiali (in trazione o compressione), di taglio, flessione o torsione. La trazione avviene quando un corpo è soggetto a due complessi di forze che hanno verso opposto sulla stessa direzione. La compressione si verifica quando un corpo è soggetto a due complessi di forze che hanno la stessa direzione e sono dirette l'una verso l'altra. Il taglio avviene quando due complessi di forze hanno direzione parallela. La torsione si attua ritorcendo il corpo, e la flessione si determina in seguito all'applicazione di un momento flettente. Quando viene applicata una trazione, le molecole nel corpo devono resistere all'allontanamento. Quando

viene esercitata una compressione, esse resistono mentre vengono forzate ad avvicinarsi più strettamente fra loro. Come conseguenza dell'applicazione di una sollecitazione di taglio, una parte del corpo deve resistere allo scivolamento sull'altra.

Analizziamo ora altri elementi relativi alle caratteristiche meccaniche dei materiali ricavabili dalla "curva sforzo-deformazione".

Tenacità

Esprime la capacità di un materiale di assorbire energia prima di rompersi, ed è un indice della quantità di energia necessaria per portarlo a frattura. La tenacità, quindi, rappresenta l'energia necessaria per sforzare il materiale fino al punto di frattura.

Si rappresenta come l'area posta sotto alla curva; tanto maggiore sarà l'area, tanto più tenace sarà il materiale. Un materiale che sopporti alti carichi e che si deformi molto prima di rompersi è tenace, mentre se la rottura avviene senza deformazioni plastiche è fragile. L'unità di misura della tenacità è la stessa della resilienza: MPa/m.

Allungamento

L'allungamento è la deformazione dovuta all'applicazione di una forza di trazione. È importante poiché dà un'indicazione della lavorabilità di una lega. L'allungamento del materiale durante una prova di trazione può essere suddiviso in due fasi:

- › l'aumento della lunghezza del provino sotto al limite di proporzionalità, che non è permanente ed è proporzionale al carico applicato;
- › l'allungamento oltre il limite di proporzionalità e fino alla rottura, che è permanente.

La deformazione permanente può essere determinata dopo il completamento della prova, con la misurazione dell'aumento della distanza tra due punti predeterminati sul provino rimettendo assieme i due pezzi fratturati, oppure, più accuratamente, può essere misurata con un estensimetro mentre il materiale viene sottoposto al test e poi calcolata sulla curva sforzo-deformazione.

L'allungamento totale si esprime in percentuale e comprende sia l'allungamento elastico sia l'allungamento plastico. Quest'ultimo di solito è il maggiore dei due, eccetto per i materiali che sono decisamente fragili o che hanno un modulo di elasticità molto basso. Un materiale che presenta un allungamento totale del 20% al momento della rottura ha subito un aumento della sua lunghezza totale di 1/5 rispetto alla sua lunghezza iniziale. Tale materiale, come molte leghe d'oro dentali, ha un alto valore di allungamento plastico o permanente e, in genere, è un tipo di lega duttile, mentre un materiale con solo l'1% di allungamento possiede un allungamento permanente limitato ed è considerato fragile.

Modulo di elasticità

Il modulo di elasticità, o modulo di Young, contraddi-

stinto dalla lettera E, definisce l'elasticità di un materiale. Il modulo di elasticità rappresenta la rigidità di un materiale all'interno dell'intervallo elastico e può essere determinato su una curva sforzo-deformazione calcolando il rapporto tra sforzo e deformazione, cioè l'inclinazione del tratto lineare della curva. Il modulo si calcola con la seguente equazione:

$$\text{modulo di elasticità} = \frac{\text{sforzo}}{\text{deformazione}} \quad \text{o} \quad E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Poiché la deformazione è un valore adimensionale, il modulo ha la stessa unità di misura dello sforzo e di norma è riportato in MPa o GPa.

Le caratteristiche elastiche di un materiale rappresentano una proprietà fondamentale del materiale stesso. Le forze interatomiche o intermolecolari del materiale sono alla base della caratteristica dell'elasticità. Più sono forti le forze di attrazione di base, più sono alti i valori del modulo di elasticità e più è rigido il materiale.

Coefficiente di Poisson o di strizione

Durante l'applicazione di un carico assiale avviene una deformazione simultanea in senso assiale e laterale. Qualora il carico lavori in trazione il materiale si allunga in direzione del carico e la sezione si riduce. Qualora il carico lavori in compressione la sezione aumenta. Il rapporto fra le deformazioni assiale e laterale viene chiamato coefficiente di strizione (di Poisson) ν , che indica come durante la deformazione elastica la riduzione della sezione è proporzionale all'allungamento.

Le sostanze fragili, come le leghe d'oro dure e l'amalgama dentale, mostrano una piccola riduzione permanente di sezione durante il test di trazione. I materiali più duttili come le leghe d'oro morbide, che hanno un elevato contenuto d'oro, presentano un elevato grado di riduzione della sezione.

Duttilità e malleabilità

In termini generali queste caratteristiche indicano l'attitudine di un materiale ad essere deformato in modo plastico. La duttilità di un materiale rappresenta la sua attitudine ad essere ridotto in fili quando sottoposto a trazione.

La malleabilità di una sostanza rappresenta la sua attitudine ad essere martellata o arrotolata in fogli sottili senza rottura. In genere, un alto grado di accorciamento o di allungamento indica una buona malleabilità e duttilità, ma, sebbene queste caratteristiche non possano essere sempre determinate con certezza a partire dalla curva sforzo-deformazione, la riduzione dell'area in un provino, associata all'allungamento al punto di rottura, è comunque un buon indice della duttilità relativa al metallo o alla lega.

Resilienza

La resilienza è la resistenza che un materiale oppone alla deformazione permanente. Essa indica la quantità di energia necessaria per deformare il materiale fino al

limite di proporzionalità. La resilienza viene misurata mediante l'area del diagramma delimitata dal tratto elastico della curva sforzo-deformazione.

4.2.2.3 Test e misurazione delle caratteristiche meccaniche dei materiali

Prove di compressione

La resistenza a compressione è particolarmente importante nella procedura della masticazione poiché molte delle forze di masticazione sono di compressione.

Tali prove misurano la capacità di resistenza di un materiale a forze che tendono ad accorciarlo. La forza applicata è gradualmente crescente e distribuita uniformemente su tutta la sezione del provino, che è posto in una macchina apposita munita di piastre di compressione. Viene usata soprattutto per valutare materiali fragili, che mal sopportano le prove di trazione, mentre non è indicata per materiali plastici. Inoltre il campione deve essere relativamente corto rispetto alla larghezza, infatti se il rapporto è maggiore di 1 a 5 tende a piegarsi (inflessione), questo test è definito "solido caricato di punta". Le forze che si generano in corso di test di compressione sono complesse e molto scomponibili, e la rottura può avvenire come risultato della formazione di sforzi complessi all'interno del corpo. Le forze di compressione applicate alle due estremità del provino cilindrico si scompongono in forze di taglio attorno all'area a forma di cono presente ad ogni estremità ed in forze di trazione nella porzione centrale della massa come conseguenza dell'azione dei due coni sul cilindro.

A causa di questa scomposizione delle forze nel corpo, è stato necessario adottare misure e dimensioni standardizzate per ottenere nei test risultati riproducibili.

In alcuni casi la forza applicata non è diretta lungo l'asse longitudinale del campione ma trasversale ad esso, in questo caso si definisce "test di tensione diametrale", che racchiude una prova di compressione e di trazione al contempo, usata su materiali particolarmente fragili.

Prove di taglio

La sollecitazione di taglio tende a recidere la sezione del campione. I carichi applicati subito prima del punto di sezione, e quelli subito dopo, tendono a far scorrere in direzione opposta le due parti del corpo lungo la sezione stessa. Essa è particolarmente importante nello studio delle interfacce fra due materiali.

La resistenza al taglio (t) è così calcolata:

$$\text{resistenza al taglio (t)} = F/\pi dh$$

dove F è la forza di compressione applicata al provino, d è il diametro del perforatore e h è lo spessore del provino.

Prove di flessione

Le prove di flessione sono dei test più complessi di quanto si pensi.

Rappresentano una caratteristica fondamentale nel-

lo studio dei fili di acciaio inossidabile, delle lime e le raspe endodontiche, degli aghi ipodermici.

Un corpo avente asse rettilineo e sezione costante è sottoposto a flessione semplice quando su di esso agiscono due coppie di forze sul medesimo piano e con momenti di uguale intensità ma con versi opposti. Per effetto delle due coppie di forze la trave si deforma ed il suo asse si dispone secondo una linea curva, la linea elastica.

Se consideriamo ora la trave come formata da più strati orizzontali sovrapposti, vedremo come gli strati inferiori subiscono allungamento, cioè trazione, mentre gli strati superiori subiscono accorciamento, cioè compressione. È raro che una trave venga sottoposta a flessione semplice, di solito è sottoposta all'azione combinata di flessione e taglio. In questo caso si parla di trave in flessa. Solitamente la componente di taglio è trascurabile.

Quando un carico viene applicato nel punto medio di una trave semplice sostenuta alle due estremità il test viene chiamato "test della flessione a tre punti" (3PB).

La caratteristica della flessione viene di solito misurata mediante l'afferraggio del campione ad un'estremità ed applicando una forza ad una determinata distanza dall'afferraggio.

Prove di torsione o ritorcitur

Un corpo con asse rettilineo e sezione costante è sollecitato da due coppie di forze, con momenti di eguale intensità e verso contrario, poste alle due estremità.

Questo tipo di prove testa le caratteristiche di resistenza, deformabilità e rigidità di un materiale sotto l'azione di un momento torcente.

4.2.3 Fatica

Sulla base di quanto illustrato finora, si può affermare che un corpo che subisca una sollecitazione con valore inferiore allo sforzo di snervamento e che venga successivamente liberato da tale sforzo, dovrebbe ritornare alla sua forma originale senza alcuna variazione di caratteristiche o di struttura interna.

È invece piuttosto facile osservare che un materiale può andare incontro a frattura anche quando venga sottoposto ad un carico relativamente modesto, certamente inferiore al limite del carico massimo sopportabile in assoluto. In questi casi potremmo notare che la frattura avviene quando il corpo venga sottoposto a sollecitazioni sì modeste, ma ripetute nel tempo. Infatti, quando questo sforzo viene ripetuto frequentemente, la resistenza del materiale può ridursi drasticamente e, in ultima battuta, può avvenire una rottura.

Un materiale quindi può rompersi se sottoposto ad una sollecitazione ciclica anche se con carichi ai quali resisterebbe indefinitamente se questi fossero applicati in maniera statica. Si può dire che il materiale, in questi casi, risulti "affaticato" dall'azione ciclica della sollecitazione, per questo le sollecitazioni cicliche sono state

chiamate sollecitazioni a fatica.

Nella fatica la rottura si sviluppa da piccole cricche che si propagano attraverso i grani del materiale ed è dovuta alla propagazione lenta di questa incrinatura all'interno del solido.

In genere, le cause di una rottura ciclica sono da ricercare in imperfezioni del materiale che dapprima determinano lo sviluppo di microfrazture con mantenimento della coesione, ma alla fine producono fratture macroscopiche e soluzioni di continuo. Ogni singolo ciclo di sollecitazione non è in grado di provocare la rottura del campione, ma causa una piccolissima propagazione dell'incrinatura. A lungo andare il procedere dell'incrinatura riduce talmente la sezione del corpo per cui il carico ciclico risulta sufficiente per comportarsi da carico unitario statico e provocare la rottura del campione. La rottura per fatica inizia di solito in corrispondenza di un'irregolarità di superficie, che costituisce un intaglio, con concentrazione delle sollecitazioni e innesco della frattura.

Le superfici di una rottura per fatica si riconoscono facilmente perché presentano due zone ben distinte:

- › zona A; aspetto lucido e levigato, corrisponde all'avanzamento lento della frattura; i capi sono a contatto e ad ogni ciclo sfregano l'uno contro l'altro, levigando la superficie.
- › zona B; aspetto rugoso, corrisponde alla sezione del materiale che ha ceduto di schianto.

Prove di fatica

Si applicano al campione cicli di sollecitazione in cui siano stabiliti:

- › sollecitazione massima;
- › sollecitazione minima;
- › numero di cicli al secondo (frequenza).

Tipologia dei cicli.

- › Alterno simmetrico: la sollecitazione varia tra due limiti uguali ma di segno opposto.
- › Alterno asimmetrico: la sollecitazione varia tra due limiti differenti di segno opposto.
- › Pulsante: la sollecitazione varia tra due limiti di segno uguale.
- › Allo zero: la sollecitazione varia tra due limiti uno dei quali ha valore nullo.

La resistenza a fatica è lo sforzo al quale un materiale si rompe dopo applicazione ripetuta di un carico. La rottura in seguito all'applicazione ripetuta o ciclica di un carico è quindi dipendente dalla grandezza del carico e dal numero dei cicli.

Il concetto di fatica è di notevole importanza in odontoiatria. Le protesi complete o i ganci metallici delle protesi parziali rimovibili, che devono essere posizionati mediante la forzatura dei ganci sui denti, sono esempi di restauri che subiscono l'applicazione ripetuta di un carico. È stato stimato che le applicazioni alternate di sforzi di tipo a fatica che avvengono durante la masticazione possono ammontare a circa 300.000 flessioni

per anno. Numerosi sono i fattori che possono influire sull'innescio della frattura a fatica, legati sia al materiale stesso (come aree di concentrazione degli sforzi, difetti e incisure di superficie, la dimensione e la forma dei grani, la composizione, la trama, la ruvidità e la chimica di superficie), sia all'ambiente in cui il materiale opera (come la temperatura, l'umidità, l'ambiente salino con proteine e le fluttuazioni di pH).

Intaglio

Una discontinuità geometrica sulla superficie di un corpo provoca una distribuzione non uniforme delle tensioni all'interno del corpo stesso.

Gli intagli possono essere:

- › esogeni, cioè incavi, fori, incisioni, gradini eccetera;
- › endogeni; cioè porosità, cricche, inclusioni eccetera.

In corrispondenza dell'intaglio si verifica il fenomeno della "concentrazione delle tensioni" cioè le tensioni interne non risultano uniformemente distribuite in tutta la sezione, ma all'apice dell'intaglio si concentrano e si accumulano anche le tensioni che avrebbero agito sulla porzione di corpo che sarebbe stata presente se l'intaglio non ci fosse stato.

Tanto più profondo l'intaglio, tanto maggiore sarà l'intensità delle forze risultanti.

4.2.4 Caratteristiche meccaniche di superficie

In questa parte del capitolo analizzeremo le caratteristiche meccaniche correlate alle condizioni della superficie di un materiale. In particolare, verranno trattati la durezza, l'attrito e l'usura.

Prove di durezza

Le prove di durezza sono interessanti perché non distruttive e perché racchiudono molti significati (resistenza all'abrasione, alla trazione, lavorabilità ecc.) quindi con una sola prova si possono indicare molte caratteristiche meccaniche del materiale.

Le prove di durezza si dividono in tre grandi famiglie:

- › reazione elastica alla percussione;
- › resistenza alla scalfittura;
- › resistenza alla penetrazione.

Reazione elastica alla percussione

Costituisce una prova poco usata, mai in campo dentale.

Resistenza alla scalfittura

Si tratta di un test usato in mineralogia che presenta due scale di valori:

- › durezza mohs; è costituita da una scala di minerali, numerati da 1 a 10, in cui ogni materiale scalfisce il precedente ed è scalfito dal seguente. I minerali sono:
 - talco;
 - gesso;
 - calcite;
 - fluorite;
 - apatite;

- ortoclasio;
- quarzo;
- topazio;
- corindone;
- diamante.

- › durezza martens; si scalfisce il campione con una punta conica di diamante, la durezza si esprime con la larghezza della scalfittura ed è espressa con un numero.

Resistenza alla penetrazione

Misura la resistenza offerta da un materiale a farsi penetrare da un corpo duro e di forma determinata (indentatore o penetratore) mediante appositi strumenti (durometri); rappresenta quindi la misura della resistenza alla deformazione plastica, e la sua unità di misura è forza per un'unità di area d'indentazione. Il suo valore fornisce indicazioni sull'attitudine di un materiale ad essere rifinito, nonché della sua resistenza alla scalfittura.

La rifinitura e la lucidatura di una struttura costituiscono una fase importante per le finalità estetiche e, come precedentemente descritto, le scalfitture possono compromettere la resistenza a fatica e portare a frattura precoce. Alcuni dei più comuni test di durezza per i materiali dentari da restauro sono i test Brinell, Knoop, Vickers, Rockwell e Shore A. Ogni test è leggermente diverso dagli altri ed ognuno presenta determinati vantaggi e svantaggi. Presentano però una caratteristica in comune, cioè utilizzano la penetrazione di alcuni piccoli indentatori nella superficie del materiale da esaminare. Proprio le caratteristiche dell'indentatore, ovvero il materiale con cui è fatto, la sua geometria ed il carico applicato, distinguono i vari test. Questo può essere di acciaio, carburo di tungsteno o diamante e può essere a forma di sfera, cono o piramide, i carichi ad esso applicati variano tipicamente da 1 a 3000 kg. In genere la procedura per le prove di durezza è la seguente: una forza o un peso standardizzati vengono applicati al punto di penetrazione. Questa applicazione di forza produce un'indentazione nel materiale che può essere misurata, sotto microscopio, nella sua profondità, area o larghezza di indentazione prodotta. Le dimensioni dell'indentazione vengono poi confrontate con una tabella di valori di durezza di riferimento. Con un carico costante applicato all'indentatore, le dimensioni dell'indentazione sono inversamente proporzionali alla resistenza alla penetrazione del materiale esaminato. La scelta del test di durezza dipende dal materiale da valutare, dall'intervallo di valori di durezza che ci si attende e dal grado di localizzazione desiderato:

- › macrodurezza, carico superiore a 9,81 N (Brinell, Vickers, Rockwell);
- › microdurezza, carico inferiore a 9,81 N (Vickers, Knoop).

Test di durezza Brinell

Il test di durezza Brinell è tra le più vecchie tecniche impiegate per valutare i metalli e le leghe ad uso odon-

toiatrico. Il metodo si basa sulla penetrazione di una piccola sfera di acciaio o di carburo di tungsteno, tipicamente di 1,6 mm di diametro, con l'applicazione di un peso di 123 N. Nella prova di durezza Brinell di un materiale il penetratore rimane in contatto con il provino da esaminare per un tempo costante di 30 secondi, poi, dopo la rimozione, viene attentamente misurato il diametro dell'indentazione. Il valore di durezza risultante, chiamato numero di durezza Brinell (BHN), si calcola come rapporto fra il carico applicato e l'area di indentazione prodotta. Più è piccola l'area d'indentazione, più è duro il materiale e più è elevato il valore di BHN. Le tabelle dei valori di durezza Brinell sono state sviluppate da questa formula per indentazioni di differenti diametri. Il test necessita di un'area d'indentazione relativamente ampia, di conseguenza è adatto alla determinazione di valori di durezza medi, mentre è poco efficace nel definire valori molto localizzati.

Test di durezza Knoop

Un penetratore di diamante di forma piramidale retta con base rombica e rapporto tra le diagonali di 7:1 viene sollecitato con un carico variabile per misurare la lunghezza della diagonale dell'indentazione risultante nel materiale.

Il numero di durezza Knoop (KHN) è il rapporto fra il carico applicato e l'area d'indentazione calcolato mediante la formula seguente:

$$\text{KHN} = \frac{L}{l^2 C_p}$$

In questa equazione L è il carico applicato, l è la lunghezza della diagonale maggiore dell'indentazione e C_p è una costante che mette in relazione l con la proiezione dell'area d'indentazione. Anche l'unità di misura del KHN è kg/mm^2 .

Il metodo Knoop è stato progettato affinché si possano variare i carichi da applicare allo strumento d'indentazione, quindi l'area d'indentazione risultante varia in funzione del carico applicato e della natura del materiale da esaminare. Il vantaggio di questo metodo è che il materiale può essere valutato con un ampio intervallo di valori di durezza semplicemente variando il carico. Poiché l'applicazione di carichi molto leggeri produce delle microindentazioni estremamente fini, questo metodo di prova può essere impiegato per esaminare materiali la cui durezza varia a seconda delle zone considerate. Per esempio, il metodo Knoop è stato ampiamente utilizzato nei test di durezza dello smalto e della dentina nei denti estratti e nella determinazione della durezza dei metalli e delle leghe che presentano fasi isolate dure o morbide disperse in tutto il materiale. I principali svantaggi del metodo sono la necessità di un'ottima lucidatura e di una superficie piana del provino nonché il tempo richiesto per condurre la prova notevolmente più lungo di quanto necessario per altri metodi controllabili con minore precisione. Si definisce

test di macrodurezza un test in cui il carico sia superiore a 9,81 N, mentre si parla di microdurezza se il carico è inferiore a tale valore.

Test di durezza Vickers

È simile ai test Knoop e Brinell tranne nel fatto che l'indentatore è un diamante a forma piramidale retta a base quadrata con angolo di 136° che viene forzato a penetrare nel materiale da un carico definito variabile da 1 a 120 kg a seconda della durezza del materiale esaminato. L'indentatore produce un'indentazione quadrata di cui si misurano le diagonali.

Il test Vickers è particolarmente utile nel determinare la durezza di piccole aree e per materiali molto duri.

Test di durezza Rockwell

Il test di durezza Rockwell è stato sviluppato come metodo rapido per la determinazione della durezza. Come indentatore vengono normalmente utilizzati una sfera o un cono metallico, e si misura la profondità dell'indentazione mediante un micrometro di precisione a quadrante. Le sfere o i coni indentatori hanno parecchi diametri differenti, così come sono diversi i carichi applicati (da 60 a 150 kg).

Test di durezza Shore A

I materiali in cui non è possibile osservare l'impronta lasciata dal penetratore vengono testati con il test Shore A.

Per questa prova si usa un dinamometro dotato di penetratore cilindrico a punta smussa di 0,8 mm di diametro che aumenta a poco a poco per divenire di forma cilindrica con un diametro di 1,6 mm, collegato mediante una leva ad una scala graduata da 0 a 100. Se l'indentatore penetra completamente nel provino, si ottiene una lettura di 0 e, se non avviene alcuna penetrazione, si ha una lettura di 100. È difficile effettuare una lettura accurata, poiché i polimeri sono viscoelastici e l'indentatore continua a penetrare nel provino in funzione del tempo.

Il metodo più diffuso consiste nel pressare con vigore e rapidità l'indentatore e rilevare il valore massimo sulla scala, da riportare come durezza Shore A.

Attrito

Quando un corpo tenta di muoversi su un altro le superfici, a causa delle microrugosità, presentano un'area di contatto reale piccola e sono soggette ad elevati sforzi di contatto che possono portare a snervamenti locali. La resistenza delle giunzioni alla frattura di taglio è all'origine della forza d'attrito. Il coefficiente d'attrito varia da 0 a 1 ed è in funzione dei due tipi di materiali in contatto, della loro composizione, della rifinitura di superficie e della lubrificazione.

Usura

L'usura rappresenta la rimozione progressiva di sostanza risultante dalla rimozione e dal dislocamento di materiali causati dall'azione meccanica esercitata fra due o più corpi.

Usura adesiva

Due superfici piane in contatto si toccano solo in un numero limitato di punti a causa dell'irregolarità superficiale microscopica. Nei punti di contatto si concentra la pressione che risulta molto elevata. In seguito al moto relativo dei corpi si verificano deformazioni plastiche, forze di taglio e scalfitture cui consegue il distacco di piccole particelle dalla superficie più tenera, o da entrambe le superfici se di uguale durezza.

Usura abrasiva

Si verifica quando tra due superfici a contatto siano presenti particelle dure esogene o endogene.

Usura erosiva

Se le particelle dure agiscono su una superficie trasportate da un getto liquido o gassoso si ha l'usura erosiva.

4.3 Proprietà termiche

Le proprietà termiche dei materiali sono importanti non solo nello studio della protezione dell'organo pulpo-dentinale dagli shock termici che possono avvenire a causa delle variazioni di temperatura dei cibi, del calore sviluppato dall'azione degli strumenti rotanti durante il fresaggio dei tessuti duri, o durante la reazione esotermica di alcuni materiali come le resine acriliche, ma anche nella conoscenza del comportamento di materiali diversi sottoposti a cambiamenti di temperatura con, le relative variazioni dimensionali, e dei fenomeni legati alla fusione e al trattamento termico dei metalli.

Prima di esporre le proprietà termiche dei materiali dentali ricordiamo le definizioni di alcune grandezze.

- **Calore specifico:** quantità di calore necessaria per aumentare di 1 grado (1°) 1 grammo (1 g) di sostanza.
- **Temperatura di fusione:**
 - temperatura cui la sostanza pura passa da solida a liquida, intervallo di fusione;
 - temperatura cui la sostanza eterogenea (lega) passa da solida a liquida.
- **Calore di fusione:** quantità di calore necessaria per fondere 1 g di sostanza.

4.3.1 Coefficiente di espansione termica

In genere all'aumentare della temperatura le sostanze subiscono un aumento di volume che viene chiamato dilatazione termica o espansione termica; questa è una grandezza isotropa (cioè ha lo stesso valore in tutte le direzioni) nei materiali cristallini con struttura cubica, nei materiali policristallini e nei materiali amorfi. Negli altri materiali cristallini è invece anisotropa, cioè varia a seconda della direzione in cui la si misura nel cristallo. L'entità della dilatazione termica di un materiale viene generalmente misurata attraverso il suo coefficiente di dilatazione termica α , ovvero la variazione di lunghezza ($l_{\text{finale}} - l_{\text{iniziale}}$) per unità di lunghezza del materiale,

conseguente alla variazione di temperatura di 1°C, ed è così calcolata:

$$\frac{l_{\text{finale}} - l_{\text{iniziale}}}{l_{\text{iniziale}} \times (\text{°C finale} - \text{°C iniziale})} = \alpha$$

Benché il coefficiente di espansione termica sia una costante del materiale, esso non rimane costante per larghi intervalli di temperatura. Oltre al coefficiente di espansione termica lineare si può definire anche quello volumetrico β , cioè l'aumento di volume, per unità di volume della sostanza stessa per ogni cambiamento di temperatura di un grado; per la maggior parte dei materiali che si comportano come solidi isotropici, il coefficiente di espansione termica volumetrico può essere considerato come il triplo del coefficiente di espansione termica lineare. È ovvio che in presenza di riduzione della temperatura avviene una contrazione della sostanza, uguale all'espansione che si verifica con il suo riscaldamento. Di conseguenza, la struttura dentale ed i materiali da restauro, nella cavità orale, si espandono se riscaldati da cibi e bevande calde, e si contraggono se esposti a sostanze fredde. Tali espansioni e contrazioni possono rompere il sigillo marginale di un restauro, specialmente se esiste una notevole differenza di coefficiente di espansione fra il dente ed il materiale da restauro.

Coefficiente di dilatazione termica

- Dentina 8,3
- Smalto 11,4
- Porcellana 6,4-15
- Oro 14,4
- Amalgama 22-28
- Compositi 26-40
- Polisolfuri 140
- Cere 400

4.3.2 Conducibilità termica

La conducibilità termica K di una sostanza è la capacità di un materiale nel condurre calore. Si definisce come la quantità di calore in calorie, o joule, per secondo, che attraversa un corpo di 1 cm di spessore con una sezione di 1 cm² quando la differenza di temperatura è 1° C. L'unità di misura è cal/s/cm².

Conducibilità termica

- Argento 4,21
- Rame 3,99
- Oro 2,97
- Alluminio 2,23
- Smalto 0,0092
- Vetro 0,0072
- Dentina 0,0063
- ZoE 0,0046
- Gomma 0,0013
- Cera 0,0004

Nei materiali dentari troviamo parecchie importanti applicazioni della conducibilità termica. Per esempio la bassissima conducibilità termica delle cere può provocare distorsioni se riscaldata su fiamma, quindi in maniera disomogenea, nel rilievo dell'occlusione.

Diffusività termica

La conducibilità termica è una grandezza utilizzabile solo se il gradiente termico è costante. Se il gradiente non è costante la proprietà da utilizzare è la diffusività termica, che rappresenta la velocità con la quale un corpo di temperatura non uniforme raggiunge l'equilibrio. La diffusività termica Δ è quindi la misura del passaggio di flusso di calore ed è definita come il rapporto tra la conducibilità termica, K , ed il prodotto tra il calore specifico, C_p , e la densità, ρ :

$$\Delta = K / C_p \times \rho$$

L'unità di misura della diffusività termica è mm^2/s .

4.4 Proprietà ottiche

L'ottica è la scienza che studia i fenomeni riguardanti l'emissione, la trasmissione e la ricezione di radiazioni elettromagnetiche comprese tra le lunghezze d'onda percepibili dall'occhio umano (da 380 a 760 nanometri). Questa definizione, per quanto corretta, non rende appieno la vastità e l'importanza dei campi d'interesse delle proprietà ottiche in ambito odontoiatrico, che spaziano da argomenti rigidamente oggettivi (come la lunghezza d'onda del fascio emesso dalle lampade per la polimerizzazione delle resine composite che deve corrispondere perfettamente alla sensibilità dei fotoattuatori), ad argomenti con forte connotazione soggettiva (come la scelta del colore di un restauro, parziale o totale che sia). Le proprietà ottiche riguardano anche la salvaguardia/ottimizzazione delle capacità visive dell'operatore sanitario, sia per quanto riguarda il potere risolutivo (lenti correttive, schermi di protezione, mezzi ingrandenti), sia per quanto riguarda l'illuminazione del campo operatorio e di tutto l'ambiente circostante (si pensi al continuo cambiamento del punto di fissazione da un campo fortemente illuminato quale la bocca a un campo spesso poco illuminato come la tavoletta degli strumenti, con conseguente sforzo accomodativo e affaticamento visivo).

4.4.1 Caratteristiche della propagazione del fascio luminoso

Elenchiamo alcuni concetti fondamentali.

- › **Corpo luminoso:** un corpo che invia luce propria, dotato di temperature superiori a 525°C .
- › **Corpo illuminato:** un corpo che invia luce ricevuta da altri corpi luminosi e non luce propria.
- › **Sorgente luminosa:** un corpo che emette luce sia

esso luminoso o illuminato.

- › **Corpo trasparente:** un corpo che si lascia attraversare completamente dalla luce.
- › **Corpo opaco:** un corpo che non si lascia attraversare dalla luce.
- › **Corpo traslucido:** un corpo che si lascia attraversare parzialmente dalla luce; non permette di distinguere nettamente gli oggetti situati dietro di esso.

Quando un fascio luminoso, emesso da una sorgente luminosa, colpisce un corpo, si verificano fenomeni differenti dipendenti dalle caratteristiche intrinseche del corpo stesso.

- › **Corpo nero:** assorbimento della luce con trasformazione dell'energia luminosa in calore.
- › **Corpo bianco o colorato, ma non liscio:** diffusione, la luce viene rinviata disordinatamente in tutte le direzioni.
- › **Corpo perfettamente liscio (a specchio):** riflessione, la luce viene rinviata in una sola direzione.
- › **Corpo trasparente:** rifrazione, si verificano cambi di direzione del fascio luminoso.
- › **Legge di Fermat:** un fascio luminoso che attraversa un mezzo trasparente e omogeneo nel vuoto, si propaga in linea retta, percorrendo una traiettoria brachistocrona, ossia quella che richiede il tempo minore per essere percorsa.
- › **Riflessione:** un raggio luminoso viene rinviato nel mezzo di provenienza in una direzione perfettamente determinata dalle seguenti regole:
 - raggio incidente, raggio riflesso e normale alla superficie riflettente sono sullo stesso piano;
 - l'angolo d'incidenza è uguale all'angolo di riflessione;
 - un raggio che colpisca una superficie riflettente perpendicolarmente alla superficie stessa viene rinviato su se stesso.

Uno specchio quindi restituisce una visione virtuale e rovesciata della realtà, e l'odontoiatra lavora per molto tempo in visione indiretta; ogni studente si scontrerà con questa difficoltà e dovrà dedicare una parte della propria formazione per imparare ad automatizzare il riconoscimento delle immagini restituite dallo specchio.

- › **Rifrazione:** un raggio luminoso subisce una deviazione rispetto alla sua direzione originale quando attraversa l'interfaccia tra due mezzi trasparenti (per esempio aria/acqua). Ciò è dovuto al fatto che quando la luce penetra in un corpo, modifica la sua velocità, che nell'aria è 300.000 km/s , diminuendola se più denso, con inclinazione del raggio verso la normale, o aumentandola se meno denso, con inclinazione del raggio lontano dalla normale.

Le leggi che regolano la rifrazione sono le seguenti:

- raggio incidente, raggio rifratto e normale alla superficie, sono sullo stesso piano;
- per due determinate sostanze il rapporto tra angolo d'incidenza e angolo di rifrazione è costante;
- l'indice di rifrazione assoluto è una proprietà caratteristica di ogni sostanza e corrisponde al

passaggio di un raggio luminoso dal vuoto (o dall'aria) alla sostanza.

- › **Angolo limite:** l'angolo con cui un raggio luminoso passa da un corpo più rifrangente ad uno meno rifrangente provocando un angolo di rifrazione di 90°.

Se un raggio luminoso passa da un mezzo più rifrangente ad uno meno rifrangente con un angolo maggiore dell'angolo limite, il raggio non attraversa l'interfaccia, ma viene riflesso totalmente come se colpisse uno specchio. Questo è il principio della trasmissione della luce attraverso la fibra ottica che vediamo nelle lampade per la polimerizzazione delle resine composite.

- › **Diffusione:** gli atomi di un corpo attraversato dal fascio luminoso sottraggono una parte di energia al fascio stesso, per poi liberarla nuovamente ma in direzioni casuali. È il fenomeno della diffusione, per cui mezzi trasparenti omogenei provocano una diffusione debole o assente, mentre mezzi densi e torbidi presentano elevati valori di diffusione.

La diffusione spesso deriva anche da fenomeni di riflessione e rifrazione che si verificano sulla superficie di piccole particelle inglobate nel corpo come bolle d'aria, filler eccetera.

- › **Interferenza:** in un mezzo trasparente, radiazioni che provengono da sorgenti diverse (o dalla stessa sorgente, ma che compiano percorsi diversi) possono sovrapporsi in un punto. Se in quel punto le onde si rinforzano o si indeboliscono, si avrà interferenza. Tali onde dovranno però essere coerenti, cioè avere la stessa differenza di fase e la stessa frequenza.

4.4.2 Visione

Alcune delle principali caratteristiche della visione umana:

- › sensibilità a radiazioni con lunghezza d'onda fra 380 e 760 nanometri;
- › cellule fotorecetttrici in grado di discriminare i tre colori primari;
- › distanza minima di fuoco 15 cm, ma questa distanza, pur permettendo la visione, risulta molto faticosa. La distanza minore che mantenga un livello confortevole per l'occhio è di 25 cm;
- › potere di separazione di 75 micron;
- › effetto memoria per 1/10 sec. Se l'oggetto è fortemente illuminato tale effetto ha durata maggiore;
- › la visione binoculare (stereoscopica) permette di apprezzare la profondità di spazio e la tridimensionalità, che scompare nella visione monoculare.

La luce solare, o bianca, è in realtà composta dalla contemporanea presenza di vari fasci luminosi monocromatici, per la precisione sono sette che corrispondono a ciascun colore principale (rosso, arancio, giallo, verde, azzurro, indaco e violetto). Luce e colore sono quindi fenomeni intimamente connessi l'uno con l'altro.

La percezione del colore di un oggetto è il risultato di una risposta fisiologica ad uno stimolo fisico. La sensa-

zione che l'osservatore avverte nell'osservare un colore rappresenta una percezione soggettiva, mentre il fascio di luce, che è lo stimolo fisico che produce la sensazione, è oggettivo. L'occhio può distinguere differenze in solo tre dei parametri del colore: la lunghezza d'onda dominante, la riflettività luminosa e la purezza di eccitazione detta saturazione.

Riportiamo di seguito le più significative classificazioni riguardanti i colori.

- › **Colori primari:** quelli utilizzati per la visione umana: blu, rosso, verde. Ogni altro colore può essere realizzato da un'esatta combinazione di questi colori.
- › **Colori principali:** formano lo spettro della luce bianca: rosso, arancio, giallo, verde, azzurro, indaco, violetto.
- › **Colori secondari:** sono dati dalla combinazione di due o più colori primari.
- › **Colori complementari:** colori la cui combinazione genera il bianco.

Il riconoscimento del colore, definibile come sensazione percepita quando colpiti da radiazioni luminose di diverse qualità e composizione, dipende quindi:

- › dal colore proprio del corpo;
- › dalla sorgente luminosa;
- › dalla sensibilità visiva del soggetto.

Queste variabili determinano una grande difficoltà nel fornire una descrizione oggettiva del colore e dobbiamo a Chevreul, nel 1839, la determinazione di tre parametri fondamentali per l'analisi del colore:

- › **tinta (o tonalità)** lunghezza d'onda di una luce monocromatica. La luce con lunghezze d'onda corte (350 nm) è di colore violetto e la luce con lunghezze d'onda lunghe (700 nm) è rossa. Fra queste due lunghezze d'onda vi sono quelle corrispondenti alla luce blu, verde, gialla e arancione;
- › **luminosità (o valore)**, chiarezza di un colore. Quanto il colore di una tinta è più o meno brillante di un altro colore della stessa tinta. Quanta radiazione bianca è presente nel colore. Permette di classificare un oggetto su una scala acromatica variante dal nero al bianco, per gli oggetti che riflettono la luce, e dal completamente nero al perfettamente trasparente ed incolore, per gli oggetti che trasmettono la luce. La luminosità viene misurata assumendo valore 0 per il colore nero e valore 10 per il colore bianco;
- › **croma (o saturazione)**; quanto un colore è più o meno sbiadito. Quantità di tinta presente nel colore. La rappresentazione numerica della saturazione varia da 0 a 18.

Per finire ricordiamo che quando un fascio di luce bianca colpisce un oggetto trasparente dotato di colorazione propria, questo blocca la trasmissione di tutte le radiazioni aventi lunghezza d'onda differente da quella del colore dello stesso oggetto, risultandone un fascio luminoso dello stesso colore dell'oggetto. Se l'oggetto colpito è invece riflettente, sarà il fascio riflesso ad essere composto da un fascio di lunghezza d'onda uguale a quella del colore dell'oggetto colpito. Per questo motivo non solo non si può determinare un colore,

per esempio il colore di un dente, indossando occhiali colorati, ma anche in una stanza con le pareti colorate, in entrambi i casi la luce che colpisce l'oggetto e torna al nostro occhio sarebbe inquinata.

4.5 Proprietà elettriche

4.5.1 Conducibilità e resistività elettrica

La conducibilità elettrica di un materiale, chiamata anche conduttanza specifica, rappresenta la capacità di un materiale nel condurre una corrente elettrica.

La stessa proprietà, vista in senso opposto, ovvero nella difficoltà che un materiale presenta nel condurre una corrente elettrica, è definita resistenza specifica o resistività e si esprime in ohm-cm.

La resistenza specifica di un materiale omogeneo, di sezione uniforme e a temperatura costante è direttamente proporzionale alla sua lunghezza ed inversamente proporzionale all'area della sua sezione (tab. 1).

La resistività rappresenta un parametro importante per lo studio della percezione del dolore dovuto ad uno stimolo elettrico e per il comportamento dei fluidi nei tessuti dentari in seguito a movimenti ionici.

I tessuti duri del dente sono dei cattivi conduttori di elettricità ed è stato osservato che i denti normali presentano una resistenza elettrica maggiore di quelli cariati.

4.5.2 Costante dielettrica

Un materiale capace di procurare isolamento elettrico viene chiamato dielettrico, ogni materiale presenta una propria costante dielettrica, che varia con la temperatura, i tipi di legami, la struttura cristallina ed i difetti strutturali del materiale stesso.

Le proprietà elettriche sono importanti per lo studio dei materiali dentari; ad esempio le misurazioni dielettriche sono utilizzate per l'analisi dei compositi nelle interazioni polimero-riempitivo e nell'effetto dell'umidità su di esse. In tal modo si è dimostrato che un aumento in percentuale del filler limita la mobilità delle catene del polimero, che i silani non formano un'interfase distinta all'interfaccia polimero-riempitivo e che, se il riempitivo non fosse silanizzato, molecole di acqua potrebbero infiltrarsi nell'interfaccia, riducendo notevolmente le caratteristiche meccaniche del composito. Il problema dell'isolamento elettrico è reso più complesso dalla presenza di correnti galvaniche nella cavità orale, che originano da celle elettrolitiche formate dai restauri metallici.

La presenza di metalli nella cavità orale, con la saliva e i fluidi orali, che fungono da elettroliti, genera una cella elettrolitica da cui deriva una differenza di potenziale. Questo fenomeno è chiamato corrente galvanica o galvanismo. Quando due restauri metallici vengono in contatto, la cella è in cortocircuito e se il flusso di

VALORI DI RESISTIVITÀ

Smalto	4.8×10^6
Dentina	3.5×10^4
Cementi vetroionomerici	1.6×10^4
Zoe	$10^9 \times 10^{10}$
Polycarbossilato	2.5×10^5
Ossido di zinco - eugenolo	2×10^5

TAB. 1

corrente attraversa la polpa, il paziente sente dolore ed il restauro più anodico può corrodersi.

La soglia normale del dolore è solitamente compresa tra i 20 ed i 50 μ -ampere, ma ci sono pazienti che possono avvertire dolore già a 10 μ -ampere, mentre altri non lo accusano fino a 110 μ -ampere. Ciò può spiegare perché in condizioni orali simili alcuni pazienti avvertono la corrente galvanica mentre altri no.

4.5.3 Forza elettromotrice

La serie elettromotrice rappresenta il valore dei potenziali di elettrodo dei metalli in relazione alla loro tendenza ad ossidarsi in soluzione, che si esprime con una tabella, ed è utile anche per la comparazione della tendenza dei metalli ad ossidarsi in aria.

I metalli con un potenziale di elettrodo negativo elevato sono più resistenti alla perdita di lucentezza di quelli con un alto potenziale di elettrodo positivo. In genere, i metalli che nella serie si trovano sopra il rame, come l'alluminio, lo zinco ed il nickel, tendono ad ossidarsi con relativa facilità, mentre quelli sotto al rame, come l'argento, il platino e l'oro, resistono all'ossidazione.

4.6 Corrosione

La corrosione è rappresentata da un complesso di reazioni spontanee che avviene tra metalli o leghe e l'ambiente circostante che causa la degradazione chimico-fisica dei materiali stessi.

In natura i mezzi corrosivi più comuni sono rappresentati da acqua, atmosfera e suolo; in ambiente orale rivestono particolare importanza invece la saliva, in quanto soluzione elettrolitica in cui le reazioni avvengono, e fattori quali variazioni di temperatura, di umidità relativa, di rapporto acido/base, di presenza di metalli differenti (e quindi con differente potenziale elettrico), che rappresentano le cause d'avvio delle reazioni.

In termini generali la corrosione viene distinta in due tipi principali: corrosione «a secco» e corrosione «umida».

► **Corrosione secca o «a secco».** È dovuta all'azione dell'ossigeno o di altri gas che, ad alta temperatura e in assenza di acqua o di altro solvente, reagiscono

con i metalli o le leghe formando un film di ossido; in questa reazione il metallo si ossida e l'ossigeno si riduce. Non presenta interesse in campo dentale.

- › **Corrosione umida o elettrochimica.** Si verifica quando il materiale si trova in presenza di acqua o di altri fluidi, anche a temperatura ambiente e presenta:
 - riduzione della componente che acquista elettroni (con riduzione dell'ossigeno)
→ *reazione catodica*;
 - ossidazione della componente che cede elettroni (con dissoluzione del metallo)
→ *reazione anodica*.

Al contrario della precedente ha grande importanza in ambito odontoiatrico.

I fenomeni di corrosione possono essere classificati in tre tipi: generalizzati, localizzati e selettivi.

4.6.1 Corrosione generalizzata

È la forma più comune e interessa tutta la superficie del metallo. Si distinguono alcuni tipi tra i quali il più importante è la corrosione per contatto. Si verifica quando si trovano in contatto due materiali metallici diversi ed un elettrolita; si viene a stabilire una cella galvanica in cui l'elemento meno nobile funziona da anodo e si corrode e quello più nobile da catodo sul quale avviene la riduzione dell'ossigeno.

4.6.2 Corrosione localizzata

Interessa solamente parti limitate della superficie e si manifesta con formazione di vari tipi di cavità (ulcere, crateri, pits, cricche ecc.). Tra le forme più importanti ricordiamo le seguenti.

- › **Corrosione per vaiolatura.** Detta anche "pitting", si manifesta con la formazione di minuscoli forellini e si presenta quando materiali "attivi" o "passivati" sono posti in contatto con soluzioni di specifici ioni (cloruri, perclorati ecc.) a debole carattere ossidante.
- › **Corrosione interstiziale.** Si manifesta con la formazione di caverne in corrispondenza di interstizi per i quali risulta difficile il ricambio della soluzione.

Entrambi i tipi di corrosione suddetti possono essere interpretati in base all'importante teoria che segue.

- › **Corrosione allo sforzo.** Si manifesta con formazione di "cricchature" provocate da un mezzo corrosivo che agisce su di un materiale metallico sottoposto a tensione meccanica che potrà essere esterna (forza applicata) o interna (preesistente deformazione plastica). Si presenta soprattutto nelle leghe.

4.6.3 Corrosione selettiva

La corrosione selettiva è un tipo di corrosione che attacca un singolo elemento di una lega dissolvendolo nella

struttura della lega stessa. Di conseguenza, la struttura della lega viene indebolita.

Esempi di corrosione selettiva

Dezincificazione di ottone non stabilizzato produce una struttura di rame porosa e indebolita. Inoltre, la grafitizzazione della ghisa grigia lascia dietro uno scheletro di grafite fragile a causa della dissoluzione del ferro.

4.6.4 Corrosione nel cavo orale

I meccanismi capaci d'innescare il processo di corrosione nel cavo orale possono essere di tre tipi.

- › **Chimico:** combinazione chimica di metalli e non metalli in ambiente umido o secco.
- › **Elettrochimico:** corrosione causata da un flusso di corrente elettrica generata dalla differenza di potenziale tra la zona anodica e la catodica in ambiente umido.
- › **Biologico:** corrosione umida in presenza d'acqua ed a bassa temperatura (massimo 37°C) per opera di enzimi (ossidasi).

4.6.4.1 Corrosione chimica

È piuttosto rara nel cavo orale ed è data, come sappiamo, dalla reazione diretta di un metallo con un non metallo (corrosione secca).

4.6.4.2 Corrosione elettrochimica

La corrosione elettrochimica è quella che avviene più di frequente nel cavo orale: è il risultato di due reazioni concorrenti, una catodica, con riduzione degli elementi rappresentati dall'ambiente, ed un' anodica, con dissoluzione degli elementi (metalli o leghe).

A seconda delle strutture orali che costituiscono la cella galvanica, che è lo strumento base della corrosione elettrochimica, distinguiamo tre tipi di corrosione.

- › **Corrosione dovuta a differenze nella composizione dei materiali metallici.**

Si ha ad esempio quando un restauro in lega d'oro è a contatto con un restauro in amalgama. La soluzione elettrolitica è costituita dalla saliva, mentre l'amalgama funge da zona anodica corrodendosi; si forma così la cella galvanica con una corrispondente d.d.p. (differenza di potenziale).

Altro esempio è il contatto tra il gancio d'acciaio di una protesi mobile ed una corona aurea. Anche quando i due metalli o leghe non sono in contatto si può formare una cella galvanica: la saliva è la soluzione elettrolitica, mentre il conduttore esterno che unisce i due elettrodi (i due metalli) non è più il contatto diretto, ma è costituito dai tessuti duri e molli del cavo orale.

- › **Corrosione dovuta a differenza nella composizione dell'elettrolita.**

Si verifica se la composizione dell'elettrolita varia in

zone diverse di un restauro come nel caso in esso è parzialmente ricoperto da residui di cibo o altro, e quindi la soluzione elettrolitica in queste zone ha composizione diversa rispetto alle superfici pulite con conseguente formazione di un'area anodica e di un'area catodica, oppure nel caso in cui le varie zone di un restauro sono esposte in maniera diversa all'aria, per cui la concentrazione di ossigeno della soluzione elettrolitica a contatto con il metallo o la lega è differente. Se il restauro presenta fessure, incisioni, porosità superficiali, insufficiente lucidatura o ancora una porzione sopragengivale e una sottogengivale la soluzione elettrolitica, cioè la saliva, nel fondo delle irregolarità superficiali, si impoverisce gradualmente di ossigeno per azione batterica o per ossidazione delle sostanze organiche e queste parti povere di ossigeno si comporteranno da anodo corrodendosi, mentre all'esterno delle fessure la presenza di aria rinnova la quantità di ossigeno attribuendo alle superfici una caratteristica catodica.

› **Corrosione dovuta a differenze di sollecitazione dei materiali metallici.**

Quando un oggetto metallico presenta contemporaneamente zone che hanno subito lavorazioni plastiche a freddo ed altre zone che non hanno subito tali lavorazioni o che sono state meno sollecitate (ad esempio fili ortodontici, ganci protesici) si determina la formazione di una cella galvanica. Le zone deformate plasticamente a freddo si comportano anodicamente e presentano quindi una maggiore tendenza alla corrosione rispetto alle altre.

4.6.4.2 Corrosione biologica

Corrosione provocata da batteri, aerobi ed anaerobi, in ambienti naturali ricchi di materie organiche. Ad esempio il *Vibrio desulfuricans* opera una riduzione dei solfati in solfuri con liberazione di HS capace di reagire con l'acciaio inossidabile e con l'argento degli amalgami e delle leghe corrodendoli. I tiobacilli e la gallowella ferruginea (batteri aerobici), utilizzando l'ossigeno sciolto nell'acqua, producono acido solforico ed ossidano l'acciaio. I batteri aerobi presenti nella placca batterica possono causare una riduzione notevole della concentrazione di ossigeno sciolto nella saliva, se un manufatto metallico si trova completamente immerso nel mezzo, si ha una riduzione dell'ossidazione, ma se parte del metallo è fuori dal mezzo, si attiva il meccanismo di corrosione elettrochimica dovuta alle diverse concentrazioni di ossigeno nei vari punti del metallo (pila a concentrazione). In questo tipo di corrosione sono anche molto importanti enzimi (ossidasi) che scindono molecole complesse rendendole più assimilabili; questi enzimi, introdotti anche con l'alimentazione, sono presenti nella saliva e sono molto attivi ai fini della corrosione, poiché liberano ossigeno atomico molto attivo sia nel diastatizzare le molecole organiche sia nell'ossidare tutti i substrati ossidabili (compresi quindi i metalli delle protesi e dei restauri).

4.7 Proprietà biologiche

A volte, il sanitario si trova nella situazione di somministrare un farmaco, o utilizzare un materiale, che potrà arrecare un danno all'organismo del paziente; esso risulterà accettabile in relazione al beneficio che ne potrà risultare. Ad esempio, nel caso di un paziente affetto da polmonite una terapia antibiotica protratta potrà danneggiare la flora batterica del tratto intestinale, con rischio di avitaminosi, ma questo danno è ben compensato dal beneficio ottenuto. Sarà l'odontoiatra che dovrà essere in grado di valutare il rapporto danno/beneficio che l'utilizzo di determinate metodiche potrà provocare nel paziente, ricordando che le possibilità sono le seguenti.

- › **Situazione ideale:**
danno assente / beneficio totale.
- › **Situazione reale:**
danno presente / beneficio maggiore del danno.
- › **Situazione iatrogena:**
danno presente / beneficio assente o minore del danno.

Lo studio della biocompatibilità comprende lo sviluppo di nuove metodologie di esecuzione dei test, l'osservazione del comportamento dei materiali in vitro e la valutazione dei materiali nelle effettive condizioni cliniche.

Bibliografia

- › American Dental Association: Addendum to American National Standards/American Dental Association Document No. 41 for recommended standard practices for biological evaluation for dental materials, Chicago, 1982, American Dental Association
- › Caputo AA, Standlee JP: Biomechanics in clinical dentistry, Chicago, 1987, Quintessence.
- › Combe EC, Moser JB: The rheological characteristics of elastomeric impression materials, J Dent Res 57:221, 1978.
- › Craig RG, Powers JM: Wear of dental tissues and materials. Int Dent J 26:121, 1976.
- › Council on Dental Materials, Instruments and Equipment: Dentist's desk reference: materials, instruments and equipment, 2d ed, Chicago, 1983, American Dental Association
- › Crisp S, Abel G, Wilson AD: The quantitative measurement of the opacity of aesthetic dental filling materials, J Dent Res 58:1585, 1979.
- › De Groot R, Van Elst HC, Peters MCRB: Fracture mechanics parameters for failure prediction of composite resins. J Dent Res 67:919, 1988.
- › Ferracane JL, Moser JB, Greener EH: Rheology of composite restoratives, J Dent Res 60:1678, 1981.
- › Gjerdet NR, Brune D: Measurements of currents between dissimilar alloys in the oral cavity, Scand J Dent Res 85:500, 1977.
- › Goldberg AJ: Viscoelastic properties of silicone, polysulfide, and polyether impression materials, J Dent Res 53:1033, 1974.
- › Hanks CT, Syed SA, Craig RG, Hartrick JM: Modeling bacterial damage to pulpal cells in vitro. J Endodontol 17:21, 1991.
- › Herfort TW, Gerberich WW, Macosko CW, Goodkind RJ: Tear strength of elastomeric impression materials, J Prosthet Dent 39:59, 1978.
- › Koran A, Craig RG: Dynamic mechanical properties of maxillofacial materials. J Dent Res 54:1216, 1975.
- › Lloyd CH, Adamson M: The development of fracture toughness and fracture strength in posterior restorative materials, Dent Mater 3:225, 1987

- Mair LH, Vowles R: The effect of thermal cycling on the fracture toughness of seven composite restorative materials, *Dent Mater* 5:23, 1989.
- McCabe JF, Bowman AJ: The rheological properties of dental impression materials, *Br Dent J* 151:179, 1981.
- Pearson GJ, Wills DJ, Braden M, McCabe JF: The relationship between the thermal properties of composite filling materials, *J Dent* 8:178, 1980.
- Powers JM, Hostetler RW, Dennison JB: Thermal expansion of composite resins and sealants, *J Dent Res* 58:584, 1979.
- Southard TE, Southard KA, Stiles RN: Factors influencing the anterior composnet of occlusal force, *J Biomech* 23:1199, 1990.
- Soyenkoff BC, Okun JH: Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors, *J Am Dent Assoc* 57:23, 1958.
- Tronslad L, Wennberg A, Hasselgren G: Screening tests for dental materials, *J Endodont* 4:304, 1978
- Uctasli S, Harrington E, Wilson HJ: The fracture resistance of dental materials, *J Oral Rehabil* 22:877, 1995.
- Watts DC, Smith R: Thermal diffusion in some polyelectrolyte dental cements: the effect of powder/liquid ratio, *J Orail Rehabil* 11:285, 1984.
- Wu W, McKinney JE: Influence of chemicals on wear of dental composites, *J Dent Res* 61:1180,1982.

CAPITOLO 5

BIOCOMPATIBILITÀ DEI MATERIALI DENTARI

5.1 Introduzione

Il bisogno dell'uomo di sostituire o integrare tessuti ed organi non più attivi dal punto di vista funzionale o metabolico, danneggiati da eventi patologici o traumatici, ha reso necessari la progettazione di dispositivi specifici, ma soprattutto il reperire materiali idonei. Un materiale per essere inserito nel corpo umano, incluso il cavo orale, deve rispondere alla proprietà biologica di non danneggiare, a breve o a lungo termine, lo stato di salute generale del soggetto.

Ad esempio, nell'ambito dei materiali metallici usati in implantologia, gli acciai al vanadio che hanno mostrato una discreta corrosione sono stati sostituiti nel tempo da acciai di resistenza superiore, seguiti dalle leghe cromo-cobalto per finire a quelle in titanio; da ciò si deduce che un materiale impiantabile deve produrre un grado minimo di rigetto.

I dispositivi medici, in particolare quelli che vanno impiantati, devono presentare caratteristiche di sicurezza nei riguardi del paziente, non devono alterare le componenti dei tessuti o i liquidi biologici con cui vengono in contatto e per questo tutti devono essere costituiti da materiali cosiddetti **biocompatibili** o **biomateriali**. La definizione di dispositivo medico è data dalla Direttiva 42/93 CEE (tab. 1).

I dispositivi che vengono posti a contatto diretto con l'organismo devono essere costituiti da materiali che abbiano le caratteristiche chimico-fisiche richieste per la funzione da svolgere, che non siano tossici o irritanti, né a livello sistemico né localmente, che non siano allergenici, carcinogenici o genotossici. Non devono indurre alterazioni del sistema emo-coagulativo a seguito del contatto sangue-biomateriale, non devono indurre una risposta immune dell'organismo né favorire le infezioni.

Le prestazioni dei materiali impiegati in campo medico sono valutate in base alla loro biofunzionalità e biocompatibilità.

La **biofunzionalità** si riferisce alle proprietà che un dispositivo deve avere per riprodurre una determinata funzione dal punto di vista fisico e meccanico.

La **biocompatibilità** si riferisce alla capacità dei materiali lavorati e dei dispositivi di continuare a svolgere quella determinata funzione durante tutta la vita utile dell'impianto ed è strettamente connessa, quindi, alle interazioni tra i biomateriali ed i tessuti e i fluidi corporei con cui vengono a contatto.

Le proprietà dei materiali devono essere adeguate all'uso finale cui è destinato il dispositivo medico, inclusa la localizzazione e la forma.

- › Proprietà chimiche: in funzione della tossicità dei materiali costituenti, del prodotto finito e di quelli di degradazione (anche detriti di usura).
- › Proprietà meccaniche.
- › Proprietà biologiche.
- › Sicurezza microbiologica.

DEFINIZIONE DI DISPOSITIVO MEDICO (DIRETTIVA 42/93 CEE)

Qualsiasi **strumento, apparecchio, impianto, sostanza** o altro prodotto, usato solo o in combinazione, compreso il **software** informatico impiegato per il corretto funzionamento, e **destinato** dal fabbricante ad essere **impiegato nell'uomo** a scopo di:

- › diagnosi, prevenzione, controllo, terapia o attenuazione di una **malattia**;
- › diagnosi, controllo, terapia, attenuazione o compensazione di una **ferita** o di un **handicap**;
- › studio, sostituzione o modifica **dell'anatomia** o di un **processo fisiologico**;
- › intervento sul **concepimento**;

il quale prodotto **non eserciti l'azione principale**, nel o sul corpo umano, **cui è destinato**, con **mezzi farmacologici o immunologici** né mediante processo metabolico ma la cui funzione possa essere **coadiuvata** da tali mezzi.

TAB. 1 Definizione di dispositivo medico.

I fluidi corporei sono formati da una soluzione aerata e calda, che contiene circa 1% in peso di NaCl oltre ad altri sali ed a composti organici in concentrazioni relativamente minori. Per questo motivo i fluidi corporei sono molto corrosivi e i materiali che vengono a contatto con essi devono essere inattaccabili dall'ambiente circostante. Anche i prodotti derivanti dalle reazioni del materiale con i fluidi corporei devono essere tollerati dai tessuti circostanti, in modo tale che la loro normale funzione non ne risulti danneggiata.

Tutti i materiali, sia impiantati sia protesici, subiscono l'azione dei liquidi organici e delle sostanze in essi presenti (acidi organici, proteine, enzimi, macromolecole biologiche, elettroliti, ossigeno, composti azotati e carbonati ecc.), quindi non deve sorprendere che l'inte-

razione di questo vasto insieme di sostanze, a lungo termine, possa causare cambiamenti dello stato del materiale posto (corrosione, dissoluzione ecc.). Quindi è importante che i materiali, prima di essere considerati biomateriali, superino le prove di corrosione e degradazione, non rilascino sostanze nocive, inclusi additivi e contaminanti.

In passato la biocompatibilità era sinonimo di assenza di tossicità e i materiali utilizzati in campo medico erano considerati accettabili in funzione del fatto di non essere irritanti o di non intossicare il paziente o di non avere effetti indesiderati sulle persone professionalmente esposte. Oggi, anche se l'aspetto predominante è sempre quello di evitare effetti nocivi, il termine biocompatibilità ha assunto un significato più ampio, cioè viene definito come la tolleranza dei tessuti vitali nei confronti dei materiali. In altri termini, è una misura della reazione dei tessuti biologici quando giungono a contatto con un elemento estraneo.

Il modo con il quale la coesistenza dei biomateriali e dei tessuti si sviluppa e si mantiene è stato l'interesse primario dei biomaterialisti e degli utilizzatori di dispositivi medici. La biocompatibilità può quindi essere considerata come la capacità di un materiale di svolgere correttamente le proprie funzioni, inducendo una risposta adeguata dell'ospite. Di conseguenza il biomateriale è concepito per interfacciarsi con i sistemi biologici, idoneo alla costruzione di dispositivi medici e che ha la capacità di valutare, dare supporto o sostituire un qualsiasi tessuto, organo o funzione del corpo.

Questa definizione implica molto di più che la sola assenza di effetti nocivi da parte di un biomateriale, per cui il termine comprende oggi tutte le reazioni tra biomateriale e paziente.

I materiali maggiormente utilizzati nelle applicazioni biomediche vengono in genere classificati in base alla loro composizione chimica e al loro comportamento nell'organismo vivente. Nel tempo, il materiale biocompatibile era quello che causava la minima risposta biologica, il materiale meno reattivo chimicamente nei confronti dei tessuti ospiti e ciò ha portato, ad esempio, all'utilizzo dell'allumina nelle protesi articolari e del carbone pirolitico nelle sostituzioni valvolari. In seguito, l'impiego negli impianti di materiali bioattivi e biodegradabili ha portato a modificare il concetto di biocompatibilità.

Lo studio di quest'ultima mira a garantire il massimo beneficio per il paziente con il minimo rischio. La biocompatibilità va valutata in base al tipo di materiale e all'applicazione clinica cui è destinato, tenendo presenti le normative internazionali che man mano vengono stabilite. Lo studio della biocompatibilità è un vasto ambito che comprende lo sviluppo di nuove metodologie di esecuzione dei test, l'osservazione del comportamento dei materiali *in vitro*, ai fini della conoscenza della potenziale biocompatibilità in differenti contesti biologici, e la valutazione dei materiali nelle effettive condizioni cliniche.

Per comprendere la biocompatibilità di un materiale è

PROPRIETÀ DEI MATERIALI CHE POSSONO MODIFICARE LA RISPOSTA DELL'OSPITE

Composizione, struttura (micro-nano), morfologia
Cristallinità e cristallografia
Modulo di Young
Idrofobicità-idrofilicità
Porosità (macro, micro, nano)
Proprietà superficiali (chimica, energia libera, topografia)
Corrosione (rilascio di ioni e loro tossicità)
Degradazione (prodotti e loro tossicità)
Rilascio (additivi, contaminanti, catalizzatori e loro tossicità)
Usura (prodotti e tossicità)

TAB. 2

RISPOSTA GENERICA DELL'OSPITE AL BIOMATERIALE

Assorbimento di proteine
Citotossicità generalizzata
Attivazione di macrofagi, neutrofili, formazione di tessuto di granulazione
Cambiamenti microvascolari
Risposta tessuto/organo specifica
Attivazione della cascata coagulativa
Adesione, attivazione e aggregazione piastrinica
Attivazione del complemento
Risposta immune (anticorpi)
Ipersensibilità acuta/anafilassi e ritardata
Mutagenicità, genotossicità, teratogenicità, carcinogenicità

TAB. 3

necessario determinare quali meccanismi chimici, biochimici, fisiologici e fisici diventano operativi e perché durante l'interazione tra biomateriali e tessuti, e quali sono le conseguenze di queste reazioni. Per i dispositivi impiantabili si deve anche tenere in considerazione la variabilità tra i pazienti, età, sesso, stato di salute, abitudini di vita e stato farmacologico. Anche la presenza di microrganismi ed endotossine è una variabile da tenere in considerazione e sarebbe importante eseguire una valutazione del comportamento dei biomateriali nelle diverse condizioni possibili di utilizzo.

Sebbene i test *in vivo* diano una visione più completa della risposta biologica di un materiale rispetto a quelli *in vitro*, è di solito molto difficile comprendere la risposta biologica di un materiale usando un test *in vivo*, questo perché le risposte *in vivo* sono reazioni simultanee e per questo è difficile analizzarle una ad una. In caso di test *in vitro* (chiamati anche test di screening) si riesce ad isolare anche una singola risposta

per volta tramite utilizzo di colture e marcatori, come ad esempio soppressione della proliferazione cellulare, migrazione, incremento della chemiotassi.

Le indagini di biocompatibilità devono analizzare molteplici aspetti dell'interazione organismo-biomateriale. Valutando le caratteristiche dei materiali è ormai consolidato che variando le proprietà si possono modificare le risposte dell'ospite (tab. 2, da Williams 2008).

È importante che le indagini, però, forniscano risultati quantitativi confrontabili con quelli ottenuti dagli altri ricercatori. Esistono documenti guida allestiti da organismi di normalizzazione nazionali ed internazionali, relativi alla selezione dei test per la valutazione biologica dei materiali di uso medico.

5.2 Risposta infiammatoria dei tessuti orali ad un insulto

Prendiamo l'esempio dei dispositivi medici impiantabili. Cosa avviene quando il materiale (impianto, membrana ecc.) viene inserito nell'osso? Ogni volta che un materiale estraneo è introdotto nel corpo umano, si innescano una serie di reazioni all'insulto e l'intensità del rigetto può variare da lieve irritazione o infiammazione alla morte. Nella maggior parte dei casi gli eventi più comuni sono l'infiammazione e la guarigione in risposta al corpo estraneo.

L'inizio degli eventi coinvolge generalmente le interazioni tra la superficie del materiale e le proteine o altre macromolecole. L'evoluzione è la risposta infiammatoria e/o immune e l'esito deve essere la riparazione e/o rigenerazione, che portano ad un equilibrio tra materiale e ospite (tab. 3, da Williams 2008). Alcune delle reazioni possono essere importanti, determinanti della risposta dell'ospite, mentre altre sono importanti soprattutto per il funzionamento del dispositivo.

Il grado di perturbazione dei meccanismi di omeostasi e la velocità di risoluzione delle condizioni patofisiologiche sono una misura della reazione al biomateriale e quindi ne determinano la biocompatibilità. L'infiammazione è definita come una reazione dei tessuti vascolarizzati ad un danno locale, è un sistema atto a contenere, neutralizzare e diluire gli agenti dannosi.

Lo scopo dell'infiammazione è di scatenare una serie di eventi che possano portare alla guarigione il sito dell'impianto attraverso la sostituzione del tessuto danneggiato tramite processi di rigenerazione con coinvolgimento di cellule specifiche. Subito dopo l'inserimento di un corpo estraneo, nell'organismo avvengono modificazioni del flusso ematico e della permeabilità vascolare locale, con afflusso copioso di proteine e cellule ematiche (essudazione). Immediatamente si ha la formazione di un coagulo, che è considerata una risposta umorale e può essere influenzata da altri meccanismi umorali quali la via estrinseca e intrinseca della coagulazione, il sistema fibrinolitico e le piastrine.

La risposta agli stati iniziali dell'infiammazione è caratterizzata dai leucociti che sono i principali attori del

sistema di difesa dell'organismo, che possiede una componente non specifica, i leucociti polimorfonucleati (granulociti, macrofagi, mastociti) e i monociti, durante la fase cronica, si rilevano anche linfociti T e B, linfociti natural killer (NK) e plasmacellule.

Le principali cellule che partecipano alla fase iniziale dell'infiammazione sono i neutrofilo che vengono sostituiti successivamente dai monociti, i quali si differenziano in macrofagi, che hanno una maggiore emivita, sono le cellule predominanti, hanno lo scopo di eliminare l'aggressore e giocano il ruolo principale nella patogenesi dell'infiammazione. La migrazione dei monociti può durare giorni ma anche settimane, a seconda del materiale impiantato. È ovvio che la durata e l'intensità dell'infiammazione caratterizzano la biocompatibilità di un biomateriale.

L'infiammazione acuta generalmente è di breve durata (ore-giorni), la migrazione leucocitaria è assistita dall'adesione di molecole presenti sui leucociti alla superficie endoteliale; l'espressione superficiale di queste molecole di adesione può essere indotta, incrementata o alterata da agenti infiammatori e mediatori chimici.

La migrazione dei leucociti è controllata in parte dalla chemiotassi, che è una migrazione unidirezionale di cellule lungo un gradiente chimico, i leucociti presentano recettori per fattori chemiotattici esogeni ed endogeni. La migrazione e attivazione dei neutrofilo durante una risposta infiammatoria deriva da diversi eventi. Tra questi, un importante ruolo è stato imputato al rilascio di sostanze chemoattrattori e dalle cellule residenti.

È stato dimostrato che durante l'infiammazione, i macrofagi, i mastociti, o i linfociti controllano l'afflusso dei neutrofilo attraverso il rilascio di citochine, chemochine o LTB₄. Dopo la localizzazione dei leucociti in situ vengono attivati la fagocitosi e il rilascio di enzimi, per degradare e inglobare il corpo estraneo. I macrofagi, cellule di difesa del sistema immunitario non-specifico, possono fagocitare e secernere sostanze citotossiche e più specificamente, possono collaborare con i linfociti e i loro prodotti.

Sebbene i biomateriali non siano generalmente fagocitati, in funzione della maggiore dimensione rispetto ai neutrofilo, eventi di fagocitosi sono stati descritti soprattutto quando i biomateriali subiscono degradazione e rilascio di particelle o quando sono già in forma di polvere o particolato.

L'infiammazione cronica è caratterizzata dalla presenza di macrofagi, monociti e linfociti, con la proliferazione di vasi sanguigni e tessuto connettivo, linfociti e plasmacellule sono generalmente coinvolti nella risposta immune e sono mediatori chiave nella risposta anticorpale e nella risposta da ipersensibilità ritardata.

I mastociti producono mediatori dell'infiammazione e molecole segnale, sotto attivazione possono produrre anche i metaboliti dell'acido arachidonico, incluso leucotrieni e prostaglandine, hanno anche la capacità di rilasciare citochine e chemochine per coordinare i movimenti leucocitari. I macrofagi sono probabilmente le cellule principali nell'infiammazione cronica e

secernono diverse sostanze quali proteasi, metabolici dell'acido arachidonico e specie reattive dell'ossigeno (ROS), fattori della coagulazione. I macrofagi attivati producono interleuchina-1 e interleuchina-6.

Dopo circa un giorno dall'impianto, i fibroblasti e le cellule endoteliali proliferano e cominciano a formare il tessuto di granulazione (3-5 giorni), importante per il processo di guarigione. I nuovi vasi si formano da vasi preesistenti attraverso un processo noto come angiogenesi, che coinvolge la proliferazione, maturazione e sviluppo delle cellule endoteliali. I fibroblasti sono attivi nella sintesi del collagene e dei proteoglicani.

L'interazione fra i materiali ed i tessuti può però alterare la normale funzionalità metabolica ed i processi fisiologici, può essere di natura fisica o chimica e può provocare danni cellulari attraverso una successione di eventi degenerativi, di morte e necrosi. Il danno alle cellule ed ai tessuti, provocato da qualsiasi agente patogeno, si manifesta attraverso tre stadi:

- ▶ **alterazione biochimica:** un esempio di danno è l'infarto del tessuto risultante da ischemia (mancanza di circolazione e di ossigeno). La riduzione dell'apporto di ossigeno alla cellula singola, comporta, in un periodo di tempo che varia dai secondi ai minuti, la soppressione della fosforilazione ossidativa e della produzione di adenosina trifosfato (ATP) (lesione biochimica);
- ▶ **alterazione funzionale:** l'alterazione del metabolismo porta come conseguenza il blocco della pompa sodio-potassio, ristagno degli elettroliti all'interno della cellula, aumento delle pressioni intracellulari e blocco della funzione degli organelli. Segue la diminuzione della funzione della pompa del sodio della membrana cellulare. L'interruzione della funzione della pompa del sodio ha come conseguenza il rigonfiamento della cellula, causato dalla ritenzione di sodio e di acqua nonché la riduzione delle funzioni (diminuzione della sintesi proteica e della mobilità). Altre modifiche riguardano: ossidazione delle membrane; rilascio dei prodotti di perossidazione lipidica; dilatazione del reticolo endoplasmatico; aumento di proteine denaturate, presenza di nuclei picnotici; aumento della permeabilità di membrana; rigonfiamento dei lisosomi; contrazione mitocondriale. È ben noto che il danneggiamento dei mitocondri è il classico iniziatore dell'apoptosi cellulare che potrebbe condurre alla morte cellulare;
- ▶ **alterazione morfologica:** è l'ultima manifestazione del danno cellulare e si manifesta con la distruzione della membrana plasmatica. Si perde l'integrità della cellula e della membrana nucleare ed avviene il rilascio degli enzimi lisosomiali (lesione morfologica della necrosi) e la permeabilità alle molecole estranee. Questi danni chimici o fisici portano ad un'ulteriore sequenza di alterazioni nel tessuto connettivo che vengono definite come reazioni infiammatorie, reazioni immunologiche e riparazione, questi sono

fenomeni iniziali che avvengono entro 24 ore dalla lesione.

Le cellule quando vengono stimulate da una *noxa* che determina un danno irreversibile possono andare incontro a morte per necrosi o per apoptosi. In generale la necrosi è determinata da un grande insulto letale ed è un processo passivo conseguente ad un danno grave ed irreversibile che porta alla perdita sia delle funzioni cellulari sia dell'integrità della membrana plasmatica. L'apoptosi, o morte cellulare programmata, è un processo fisiologico che gioca un ruolo fondamentale nel normale sviluppo degli organi, nell'omeostasi cellulare, nel funzionamento del sistema immunitario, nell'invecchiamento e nella risposta a stimoli tossici, ma anche nella patogenesi di molte malattie.

L'apoptosi è un processo attivo e fisiologico risultato dell'invecchiamento caratterizzato da diversi fenomeni come la deformazione cellulare, ed è presente nelle cellule per tutto il tempo anche se in uno stato di stand by. Una lesione nociva della cellula dovuta ad esempio a una sostanza tossica, può attivare velocemente la risposta apoptotica. La pulizia delle cellule rimaste con la fagocitosi avviene molto velocemente e questo evita l'infiammazione acuta.

Il meccanismo cellulare dell'apoptosi dipende dal bilancio tra fattori pro-apoptotici ed anti-apoptotici, le caspasi (proteasi specifiche) sono le principali esecutrici del programma apoptotico. Due differenti vie attivano le caspasi, una dalla membrana cellulare attraverso stimoli recettoriali (*extrinsic pathway*) e l'altra dai mitocondri (*intrinsic pathway*). Le caspasi iniziatrici (caspasi-8, -9, -10, -12) sono strettamente associate a vari stimoli pro-apoptotici (FasL, TNF, DNA e altri) e una volta modificate, attivano a loro volta caspasi effettrici (caspasi-3, -6, -7). Il culmine di questa cascata consiste nel clivaggio di un certo numero di proteine, seguito dal disassemblamento cellulare: la cromatina si condensa, il DNA viene frammentato dalle endonucleasi, il citoplasma forma estroflessioni e la cellula viene inglobata dai macrofagi o dalle cellule adiacenti. La necrosi invece è generata da un danno letale a carico delle cellule, che al contrario dell'apoptosi si manifesta con infiammazione tissutale associata a sintomi clinici. La necrosi è un processo passivo come risultato di un grande danno cellulare per perdita della funzione delle proteine e dell'integrità della membrana plasmatica.

5.3 Test di biocompatibilità (test iniziali, intermedi o secondari)

La valutazione della biocompatibilità di un materiale si realizza mediante una serie di prove che comprendono test *in vitro*, test *in vivo* e prove cliniche; a questo scopo vi sono specifiche linee guida e procedure standardizzate. I primi tentativi dell'American Dental Association (ADA) di stabilire linee guida per i materiali dentari risalgono al 1926, quando gli scienziati del National Bureau of Standards, ora National Institute of

STRUTTURA DELLA NORMA UNI EN ISO 10993		
Anno	UNI EN ISO	Normativa
1997	7405	Odontoiatria - Valutazione preclinica della biocompatibilità dei dispositivi medici utilizzati in odontoiatria - Metodi di prova per materiali dentali
1999	10993-1	Valutazione biologica dei dispositivi medici - Valutazione e prove
2000	10993-2	Valutazione biologica dei dispositivi medici - Requisiti per la protezione degli animali - Anestesia
2003	10993-3	Prove per la genotossicità, cancerogenicità e tossicità sulla riproduzione
2002	10993-4	Scelta delle prove relative alla interazione col sangue
2000	10993-5	Valutazione biologica dei dispositivi medici - Prove per la citotossicità in vitro
1994	10993-6	Prove per gli effetti locali dopo l'impianto
1995	10993-7	Valutazione biologica dei dispositivi medici - Residui della sterilizzazione mediante ossido di etilene
2000	10993-8	Selezione e qualificazione dei materiali di riferimento per le prove biologiche
2001	10993-9	Valutazione biologica dei dispositivi medici - Struttura per l'identificazione e la quantificazione della degradazione potenziale dei prodotti
2002	10993-10	Valutazione biologica dei dispositivi medici - Prove di irritazione e sensibilizzazione
1995	10993-11	Valutazione biologica dei dispositivi medici - Prove di tossicità sistemica
2002	10993-12	Valutazione biologica dei dispositivi medici - Preparazione dei campioni e dei materiali di riferimento
2000	10993-13	Valutazione biologica dei dispositivi medici - Identificazione e quantificazione di prodotti di degradazione di dispositivi medici a base di polimeri
2001	10993-14	Identificazione e qualificazione dei prodotti di degradazione da ceramiche
2000	10993-15	Identificazione e qualificazione dei prodotti di degradazione da metalli e leghe
1999	10993-16	Valutazione biologica dei dispositivi medici - Concezione di studi tossicocinetici per il prodotto di degradazione e le sostanze cedibili
2002	10993-17	Definizione dei limiti ammissibili per le sostanze rilasciabili
2006	10993-10	Caratterizzazione chimica dei materiali

TAB. 4

Science and Technology (NIST), hanno sviluppato le specifiche per l'amalgama dentale. Uno dei primi tentativi di sviluppare un test uniforme per tutti i materiali fu lo studio di Dixon e Rickert, nel 1933, in cui fu indagata la tossicità della maggior parte dei materiali dentari in uso a quel tempo mediante l'impianto dei materiali in tasche nel tessuto sottodermico. Piccoli pezzi di dimensioni standardizzate di oro, amalgama, guttaperca, silicati ed amalgama di rame vennero sterilizzati e valutate le diverse risposte in tasche di dimensioni uniformi all'interno del tessuto muscolare scheletrico.

Altri storici tentativi di standardizzazione delle tecniche vennero attuati da Mitchell (1959) sul tessuto connettivo e da Maser (1958) sulla polpa dentale. La commissione che sviluppò questo documento prese atto della necessità di avere metodi standardizzati di prova e test sequenziali dei materiali. La FDI (1980) ha elaborato una sistematizzazione dei test destinati a valutare la biocompatibilità dei materiali dentari descritta nel Rapporto Tecnico n. 9, relativo alle pratiche standard raccomandate per la valutazione biologica dei materiali dentari (adottato dall'ISO-International Standards

Organization). Lo scopo di tale documento è stato quello di individuare metodi standard per la valutazione della sicurezza biologica offerta dai materiali dentari destinati all'uso dell'uomo. La FDI-ISO ha classificato i materiali dentari in gruppi, ha definito i test raccomandati generici e quelli relativi ai singoli materiali (essenziali per le specifiche di ogni gruppo). Ad esempio un materiale come la guttaperca deve essere sottoposta a test di tossicità acuta sistemica per via endovenosa, test di emolisi, di mutagenicità, di citotossicità in vitro, di sensibilizzazione e d'uso endodontico. Nel 1982 fu fatta un'aggiunta a questo documento, che conteneva un aggiornamento del Test di Ames per l'attività mutagena. Di recente sono stati composti diversi gruppi di lavoro internazionali, comprendenti scienziati dell'ANSI e ISO, per sviluppare standard internazionali per i materiali e i dispositivi biomedici. Il documento finale (ISO 10993) che ha trovato applicazione nella Comunità europea è stato pubblicato e continuamente aggiornato con test iniziali e supplementari per valutare la reazione biologica nei confronti dei materiali (tab. 4).

Al contrario dello standard ISO, che riguarda tutti i

dispositivi biomedicali, il documento ANSI/ADA si limita ai dispositivi odontoiatrici. In quello del 1982 sono descritte tre categorie di test: “iniziali”, “secondari” e “di utilizzo”.

Sulla base dei risultati di questi test iniziali, i materiali, che si sono rilevati promettenti, vengono sottoposti ad uno o più test secondari in piccoli animali (*in vivo*) per la valutazione del potenziale infiammatorio o immunitario (irritazione dermica, impianto sottocutaneo ed osseo o test di ipersensibilizzazione). Infine, i materiali, che superano test secondari, ma ancora presentano potenziali caratteristiche da valutare, vengono sottoposti ad uno o più test di utilizzo *in vivo*.

Questo approccio all'indagine di screening dei materiali, attraverso serie di test di ordine crescente, è importante per la riduzione del carico di lavoro e dei costi relativi allo sviluppo di un dispositivo medico.

5.3.1 Test iniziali o di screening

I progressi nelle colture cellulari hanno fornito modelli *in vitro* per valutare diversi aspetti dell'interazione biologica dei materiali. I test iniziali comprendono le valutazioni *in vitro* della citotossicità su cellule di linea continua, della lisi della membrana cellulare dei globuli rossi (emolisi), della mutagenesi *in vitro* con il test di Ames, della cancerogenesi a livello cellulare, della tossicità acuta *in vivo* a livello dell'intero organismo. Lo studio della biocompatibilità dei materiali segue in genere un protocollo che ordina i diversi test su due livelli fondamentali, la sequenza nell'esecuzione delle analisi, entro ciascun livello, non è necessariamente sempre la stessa.

5.3.1.1 Citotossicità: morfologia e vitalità di colture cellulari. ISO 10993-5

I test *in vitro* sono considerati efficaci per una valutazione preliminare della biocompatibilità dei materiali. Si devono usare sempre materiali di riferimento.

- › **Controllo negativo:** materiale che sottoposto a prova secondo le normative non produce una risposta citotossica (ad esempio oro, teflon).
- › **Controllo positivo:** materiale che sottoposto a prova secondo le normative produce una risposta citotossica (ad esempio polivinilcloruro, piombo).

Prova sugli estratti

Nei test preliminari generalmente vengono usati gli estratti liquidi dei materiali, cioè le soluzioni (terreno di coltura con siero, terreno di coltura senza siero, soluzione fisiologica) in cui sono stati incubati i campioni di prova (1g/ml) a 37 °C per diversi giorni (1, 2, 3, 7 ecc.). Le prove vanno effettuate con l'estratto tal quale e su una serie di diluizioni usando il terreno di coltura come diluente. Le cellule distribuite su piastre di coltura vengono incubate a diversi intervalli di tempo con gli estratti ed al termine dell'intervallo stabilito si effettuano i diversi test stabiliti.

Prova per contatto diretto

Dopo aver incubato le cellule in coltura, si deve rimuovere il terreno e aggiungere in contenitori separati i provini del campione da testare, il controllo positivo e quello negativo; il provino deve ricoprire 1/10 della superficie dello strato cellulare. Dopo almeno 24 ore di incubazione possono essere effettuati i test di citotossicità, dopo aver rimosso il terreno di coltura. La tossicità può essere valutata microscopicamente mediante l'ampiezza della zona citotossica attorno ad ogni campione di prova.

Prova per contatto indiretto

La maggior parte dei test di citotossicità vengono realizzati con il materiale a contatto diretto con la coltura cellulare, ma spesso *in vivo* il contatto diretto non si verifica. La separazione fra le cellule ed i materiali può avvenire da parte dell'epitelio cheratinizzato, della dentina o della matrice extracellulare, è per questo motivo che sono stati sviluppati diversi test di barriera *in vitro* per riprodurre le condizioni *in vivo*.

- › **Diffusione su agar.** L'agar viene disposto sulle cellule e forma quindi una barriera fra le cellule ed il materiale, che viene posto sulla superficie esposta dell'agar; le sostanze nutritive, i gas e le sostanze tossiche solubili possono diffondere attraverso l'agar. I campioni di prova solidi o campioni liquidi adsorbiti su cartine filtranti possono essere provati con questo metodo fino a 24 ore. Comunque l'agar può non simulare in maniera adeguata le barriere che sono presenti *in vivo*; inoltre è difficile correlare l'intensità del colore o la larghezza della zona attorno al materiale con la concentrazione dei prodotti tossici che possono passare in soluzione. Quindi questa prova permette una valutazione qualitativa ma non è applicabile alle sostanze che non possono diffondere attraverso l'agar o che reagiscono con esso.
 - › **Diffusione su filtro.** Un secondo test di barriera è la prova del filtro Millipore, la quale prevede un monostato di cellule su filtri costituiti da esteri di cellulosa con i pori di dimensione di 0,45 µm. Il terreno di coltura viene sostituito con un terreno contenente circa l'1% di agar e si lascia gelificare questa miscela sopra le cellule. Infine, il complesso filtro-cellule-gel viene staccato e rovesciato così da avere il filtro verso l'alto, per potere posizionare i campioni di prova solidi e solubili per 2 o più ore. Dopo l'esposizione ai campioni di prova, il filtro viene rimosso e si determina l'effetto del campione sulle attività metaboliche cellulari. Questo test presenta il limite di influenzare arbitrariamente la diffusione dei prodotti rilasciati dal materiale provato. Sia il test della diffusione di agar sia quello del filtro Millipore possono dare, al massimo, una classifica di citotossicità fra i materiali.
- In genere, i test di citotossicità misurano l'effetto del materiale su:
- › il numero di cellule e la loro crescita;
 - › l'integrità delle membrane delle cellule;
 - › l'attività enzimatica o di biosintesi;
 - › il materiale genetico della cellula.

Il numero di cellule e la loro crescita

I test del numero e di crescita cellulare valutano la citotossicità di un materiale mediante la misurazione del numero delle cellule o della loro crescita dopo esposizione al materiale tal quale o al suo estratto. Le cellule vengono stratificate in un pozzetto di una piastra di coltura cellulare e vi si attaccano; il materiale viene poi posto nel sistema di prova. Se il materiale non è citotossico, le cellule rimarranno attaccate al pozzetto e prolifereranno nel tempo. Se il materiale è citotossico, le cellule possono interrompere la crescita, manifestare aspetti di patologia cellulare o staccarsi dal pozzetto. Se il materiale è un solido, allora si può valutare la densità cellulare (numero di cellule per unità di area) a diverse distanze dal materiale e si può evidenziare una “zona” di inibizione di crescita cellulare. La densità cellulare può essere valutata dal punto di vista qualitativo e quantitativo. La morfologia cellulare può essere analizzata attraverso l'ausilio della microscopia ottica ed elettronica (trasmissione; scansione). Nella preparazione del campione per la microscopia a scansione si dovrebbe però evitare in alcuni casi l'uso del critical point drying (disidratazione), perché può causare la carbonizzazione di alcuni materiali come ad esempio alcuni cementi.

L'integrità delle membrane delle cellule

Un altro gruppo di test viene utilizzato per valutare lo stato cellulare mediante la variazione di permeabilità di membrana, cioè il fenomeno per il quale un colorante può passare attraverso una membrana cellulare. Vi sono due tipi fondamentali di coloranti utilizzati: i coloranti vitali vengono trasportati in modo attivo all'interno delle cellule vitali, dove vengono trattenuti purché gli effetti citotossici non aumentino la permeabilità di membrana. I coloranti non vitali non vengono trasportati in modo attivo, ma captati solo se la permeabilità di membrana è stata compromessa dalla citotossicità. Si sono usati molti tipi di coloranti vitali, compresi il rosso neutro ed il Na_2CrO_4 , entrambi particolarmente vantaggiosi, poiché non vengono né sintetizzati né metabolizzati dalla cellula.

L'utilizzo del colorante vitale permette una valutazione qualitativa della citotossicità espressa in gradi in base alla lisi cellulare, distacco delle cellule e integrità della membrana.

La conta cellulare può essere effettuata anche attraverso l'utilizzo del probe fluorescente Hoechst 33258.

- › *Grado 0*: non citotossico.
- › *Grado 1*: lievemente citotossico.
- › *Grado 2*: moderatamente citotossico.
- › *Grado 3*: fortemente citotossico.

Il test dell'LDH valuta l'integrità della membrana cellulare (stabilità della membrana, trasporto canale, e condizioni metaboliche) ed è adatto per stabilire la quantità di LDH rilasciata dalle cellule danneggiate nella coltura. Una elevata quantità di LDH rilasciata indica una bassa integrità della membrana cellulare.

L'attività enzimatica o di biosintesi

La vitalità delle colture cellulari può essere evidenziata con l'analisi della funzionalità di enzimi cellulari ed in particolare di quelli mitocondriali. Un test enzimatico comunemente usato è quello dell'MTT, che misura l'attività della deidrogenasi mitocondriale, che converte l'MTT, mediante diversi agenti riducenti, in un composto blu e insolubile. La produzione dei sali di formazan si può quantificare mediante la sua messa in soluzione e la successiva misurazione della densità ottica della soluzione risultante. In alternativa si può localizzare il formazan attraverso la microscopia ottica.

Molte altre attività enzimatiche cellulari possono essere seguite dal punto di vista qualitativo e quantitativo.

Il materiale genetico della cellula

La misurazione della sintesi del DNA o della sintesi proteica viene realizzata mediante l'aggiunta al *medium* di precursori marcati con radioisotopi, seguita dalla quantificazione del radioisotopo incorporato all'interno del DNA o della proteina.

5.3.1.2 Emotossicità

Nelle prove di screening si valuta la capacità dell'estratto di causare emolisi dei globuli rossi *in vitro*, effetto sui leucociti e conta reticolocitaria. La valutazione quantitativa è effettuata tramite la determinazione spettrofotometrica dell'emoglobina nel sopranatante. Le prove di emocompatibilità riguardano la valutazione degli effetti trombotici e le prove di coagulazione. Nelle prove che riguardano le piastrine si effettua la conta piastrinica e l'adesione sui biomateriali, l'aggregazione piastrinica, il tempo di emorragia e l'emivita; queste prove vanno effettuate solo se il biomateriale viene in contatto diretto o indiretto con il sangue. Altre prove supplementari riguardano l'immunologia con dosaggio dei fattori del complemento e le interleuchine.

5.3.1.3 Genotossicità

Non tutti i metodi di prova per la stima della mutagenicità presentano lo stesso livello di sviluppo e non è ancora ben stabilita la loro validità per la valutazione dei dispositivi medici. Le prove di mutagenesi valutano l'effetto dei materiali sul materiale genetico della cellula (batteri, lieviti, funghi, mammiferi); vi è un'ampia serie di meccanismi per i quali i materiali possono modificare il materiale genetico.

I *mutageni genotossici* alterano direttamente il DNA della cellula attraverso vari tipi di mutazione, ogni sostanza chimica può essere associata con un tipo specifico di mutazione del DNA. I prodotti chimici genotossici possono essere mutageni al loro stato nativo oppure possono richiedere un'attivazione o una biotrasformazione per essere mutageni; in questo caso sono chiamati promutageni (ed è importante l'uso preliminare della frazione microsomiale ricavabile da fegato di ratto).

I *mutageni epigenetici* non alterano di per sé il DNA, ma supportano la crescita tumorale mediante l'alterazione della biochimica cellulare e del sistema immunitario, agendo come ormoni o con altri meccanismi. La cancerogenesi è la capacità di provocare un cancro *in vitro*. I mutageni possono essere o meno cancerogeni ed i cancerogeni possono essere o meno mutageni. Perciò la quantificazione e la rilevanza dei test che si propongono di misurare la mutagenesi e la cancerogenesi sono estremamente complesse.

I test vengono suddivisi in test *in vitro* di genotossicità a breve termine, test *in vitro* di periodo limitato e test a lungo termine o di durata di vita. I test *in vitro* possono comprendere i test che stimano la mutagenesi dei batteri o dei mammiferi, quelli che misurano la citogenesi o il danno cromosomico visibile, quelli che valutano la trasformazione delle caratteristiche della crescita cellulare come la perdita dell'inibizione da contatto, e quelli che stimano il danno allo sperma. I test *in vivo* di periodo limitato misurano l'alterazione della funzionalità epatica o l'aumento dell'induzione di tumori, quando gli animali vengono esposti ai prodotti chimici per tempi che corrispondono a frazioni della loro vita. I test *in vivo* a lungo termine vengono realizzati mantenendo il contatto del prodotto chimico con l'animale per la maggior parte della durata della sua vita.

L'ISO standard 10993 comprende una serie di test di genotossicità *in vitro*, test di genotossicità *in vivo*, test di cancerogenesi. Il numero ed il tipo di test che verranno richiesti dipenderà dalla destinazione d'uso del materiale e dalla durata del suo contatto con l'organismo. I test *in vivo* devono comprendere tre livelli di effetti genotossici: effetti sul DNA, mutazioni genetiche e aberrazioni cromosomiche. Si suggeriscono ulteriori prove di cancerogenesi per i materiali ed i dispositivi riassorbibili e per i materiali ed i dispositivi che nei test *in vitro* sui mammiferi hanno dimostrato di procurare un danno genetico.

Il test di Ames è il test di mutagenesi a breve termine più diffusamente impiegato ed è l'unico test a breve termine che è considerato completamente confermato. Utilizza ceppi di *Salmonella typhimurium*, in cui un enzima della via biosintetica dell'istidina non viene prodotto a causa della mutazione del gene corrispondente, che richiede l'istidina esogena; la mancanza di istidina nel mezzo di coltura permette di provare la capacità di un prodotto chimico di convertire il ceppo mutante in un ceppo originale. I prodotti chimici che aumentano significativamente la frequenza di reversione del gene allo stato originario possiedono un'alta probabilità di essere mutageni nei mammiferi.

Un secondo test per la mutagenesi è quello di trasformazione cellulare di Style, sviluppato per offrire una alternativa ai test su batteri che possono non essere rilevanti nei sistemi di mammiferi. Questa prova quantifica la capacità del cancerogeno potenziale di trasformare linee cellulari standardizzate di fibroblasti affinché possano crescere in agar morbido.

I fibroblasti normalmente non crescono all'interno di

un gel di agar, mentre le cellule geneticamente trasformate crescono al di sotto della superficie del gel. Questa caratteristica dei fibroblasti trasformati è l'unica che trova correlazione con la capacità delle cellule di produrre tumori *in vivo*. Tra i test a breve termine il test di Ames è risultato specifico (un materiale non cancerogeno dà risultato negativo al test) all'86%.

Questo test ha dato la più alta predittività sia positiva sia negativa (l'83% dei positivi erano effettivamente cancerogeni, il 51% di tutti i negativi erano non cancerogeni). Ma i risultati sono in accordo con i test di cancerogenicità nei roditori per solo il 62% dei prodotti chimici. Inoltre, il test di Ames è sensibile a solo il 45% dei cancerogeni; ciò significa che esso si lascia sfuggire più della metà dei cancerogeni conosciuti.

Gli altri test a disposizione riguardano le prove di aberrazione cromosomica, di scambio di cromatidi fratelli e prova di mutagenesi cellulare del linfoma L5178Y di topo. Il metodo dello scambio di cromatidi fratelli ha una sensibilità, superiore al test di Ames, ma quest'ultimo è ampiamente utilizzato e accuratamente descritto in letteratura, tecnicamente più facile da condurre in un laboratorio di prova rispetto agli altri test e per questo viene spesso usato nei programmi di screening. Non tutti i cancerogeni sono genotossici (mutageni) e non tutti i mutageni sono cancerogeni.

Negli ultimi dieci anni il saggio single-cell gel in versione alcalina è stato sviluppato come una semplice, rapida e reperibile tecnica biochimica per valutare i danneggiamenti del DNA nelle cellule di mammifero. Il principio base di questa tecnica è la migrazione dei frammenti di DNA in una matrice di agarosio sotto elettroforesi. Quando vengono visualizzate al microscopio le cellule hanno l'apparenza di una cometa, con una testa (la regione nucleare) e una coda contenente frammenti di DNA o eliche migranti verso l'anodo.

Questa tecnica può essere utilizzata come modello sperimentale per testare la genotossicità. Sin dall'introduzione del saggio nel 1988, diversi progressi hanno incrementato la flessibilità e l'utilità della tecnica per la determinazione di varie forme di danneggiamento del DNA (rottura del singolo o doppio filamento, danneggiamento ossidativo delle basi del DNA, crosslinking DNA-DNA/DNA-proteina/DNA-mutageno) in ogni cellula eucariotica.

5.3.1.4 Vantaggi e svantaggi dei test di citotossicità

I test *in vitro*, con le colture cellulari, permettono di controllare i fattori sperimentali, che spesso sono un problema significativo quando si effettuano gli esperimenti *in vivo*. I test di citotossicità presentano i seguenti vantaggi:

- › valutazione di una funzione specifica del metabolismo cellulare isolata dagli altri eventi;
- › indagine veloce e poco costosa di un gran numero di campioni;
- › quantificazione dei risultati;

- › maggiore sensibilità ai materiali tossici dei test di utilizzo;
- › potenziale di standardizzazione dei metodi di prova. Se un materiale è tossico, vi sono diversi modi per migliorarlo: ridurre il livello di sostanze tossiche rilasciate, considerare un impiego del materiale in cui i prodotti rilasciati non possano aggredire l'individuo, utilizzare una formulazione diversa del materiale.

Gli svantaggi dei test di citotossicità *in vitro* sono:

- › limitazione della valutazione ad un solo tipo cellulare a volta;
- › diversità fra le cellule usate nei test e le cellule dell'ospite;
- › assenza, nelle colture tissutali, dell'infiammazione e degli altri meccanismi di protezione dei tessuti.

I test di citotossicità da soli non possono prevedere la biocompatibilità complessiva di un materiale. Le prove *in vitro* mettono a confronto eventi specifici che avvengono durante gli stadi degenerativo (reversibile) e necrotico (irreversibile) del danno cellulare e tissutale. Questi test però non valutano se i materiali si degradano nel lungo periodo in conseguenza delle caratteristiche chimiche e fisiche di un particolare ambiente.

La standardizzazione dei test di citotossicità è un problema primario fra coloro che cercano di arrivare alla valutazione dei materiali.

Per le prove di citotossicità si possono usare due tipi di cellule, le cellule continue e le cellule primarie che sono cellule ricavate direttamente da un animale e messe in coltura. Queste cellule cresceranno in coltura solo per un tempo limitato, ma manterranno molte delle caratteristiche delle cellule *in vivo*. Le colture cellulari primarie potrebbero essere un modello più sensibile e appropriato. Le cellule continue sono cellule primarie che sono state trasformate per crescere in coltura in modo più o meno definito. A causa della loro trasformazione queste cellule possono non mantenere tutte le caratteristiche di quelle *in vivo*; le colture di cellule primarie apparentemente dovrebbero essere più rilevanti rispetto alle linee cellulari continue per misurare la citotossicità dei materiali.

Una linea cellulare stabilizzata ha il vantaggio di poter utilizzare procedure colturali più semplici e sono raccomandate dalle linee guida ISO 7405 per lo screening preliminare della citotossicità. Molto utilizzati per i materiali dentari sono i fibroblasti murini, in particolare della linea L929, e i fibroblasti gengivali o del legamento parodontale per le colture primarie, ad esempio per valutare il fenomeno dell'infiammazione spesso sono dosate anche le variazioni di concentrazione delle prostaglandine.

Sembra invece che vi sia poca differenza nelle risposte metaboliche delle colture cellulari primarie e continue verso i composti citotossici; inoltre, la stabilità genetica e metabolica delle linee cellulari continue contribuisce significativamente alla standardizzazione dei metodi di prova.

I test di citotossicità sono appropriati per misurare le reazioni iniziali delle cellule ai materiali, di conseguenza le reazioni citotossiche delle cellule dovrebbero

riprodurre fedelmente le reazioni citotossiche precoci (degenerazione e necrosi) nei confronti di tali materiali *in vivo*. Il difetto delle prove di citotossicità è che non possono misurare le reazioni a lungo termine o gli effetti dell'infiammazione, delle risposte immunitarie, della mutagenesi o della carcinogenesi.

5.3.2 Test secondari

I test di secondo livello sono prove supplementari, più complesse e selettive, atte ad accertare il grado di compatibilità biologica dei materiali ritenuti non tossici in base agli esami di primo livello.

5.3.2.1 Carcinogeneticità

Lo scopo degli studi di carcinogeneticità è quello di monitorare la formazione di tumori, su cavie da laboratorio, durante o dopo l'esposizione a varie dosi della sostanza che si vuole esaminare. Le prove possono essere effettuate con somministrazione orale o per via endovenosa ogni giorno per periodi che vanno da 18 a 24 mesi. Al termine tutti gli animali vengono sacrificati e viene effettuata un'analisi microscopica dei loro organi per osservare la presenza di tumori.

Le prove di carcinogeneticità vanno effettuate su materiali riassorbibili, su materiali risultati positivi ai test di genotossicità, su materiali per contatto a lungo termine in cui non sia disponibile una casistica sufficiente sull'uomo umano.

5.3.2.2 Test *in vivo* non funzionali (ISO 10993-6)

Dopo i test iniziali si conducono prove per valutare le reazioni infiammatorie e le risposte immunitarie al materiale. Queste prove vengono realizzate fondamentalmente nei topi, nei ratti, nei conigli, nei criceti o nelle cavie. Hanno lo scopo di determinare *in vivo* le reazioni locali al materiale e in particolare la risposta dei tessuti mucosi, ossei e connettivi, dopo un periodo di 9-12 settimane.

Istotossicità

È un test *in vivo* su animali nel quale viene impiantato un provino del materiale; dopo un certo periodo di tempo si effettua l'espianto del materiale con parte del tessuto circostante e si effettua una valutazione morfologica.

Esistono vari livelli di valutazione e vengono registrate tutte le anomalie locali e sistemiche; la valutazione istologica può essere determinata misurando l'interfaccia impianto-tessuto e le aree non interessate con caratteristiche tissutali e vascolari normali. La valutazione comprende: entità della fibrosi, numero e distribuzione delle cellule infiammatorie, presenza di necrosi coagulativa, calcificazione distrofica, granulomi.

- › **Impianto sottocutaneo:** usato per valutare l'effetto di modifiche o trattamenti su un materiale; nei topi

il materiale inizialmente può determinare una reazione grave ma le reazioni comunque diminuiscono con il tempo. Se non si osserva osteogenesi, il materiale non è osteoinduttivo nel tessuto sottocutaneo. È importante che non si osservino effetti avversi sulla microcircolazione del tessuto connettivo e reazioni infiammatorie.

- › **Impianto muscolare:** la scelta del muscolo si deve solo alla dimensione del campione da testare.
- › **Impianto nell'osso:** i campioni vengono filettati e avvitati nell'osso dell'animale. Le reazioni agli impianti intraossei sono meno intense rispetto a quelle rilevabili nell'impianto sottocutaneo e sono associate all'osteogenesi; le reazioni tissutali diminuiscono con il tempo per un periodo variabile. Tra i test *in vivo* molto comune è l'inserimento nella mandibola di *guinea pigs*.

5.4 Test di indagine biologica raccomandati (acuta, sistemica, acuta per endovena, sensibilizzazione/irritazione)

I test di screening per la valutazione della tossicità acuta sono di carattere generale e non dipendono dall'uso finale a cui è destinato il materiale. I test di tossicità acuta su animali permettono di determinare la DL50 (dose che risulta letale per il 50% degli animali in seguito ad ingestione o iniezione endovena). La tossicità cronica su animali consente di definire il potere mutageno, cioè la capacità del prodotto di causare mutazioni nelle cellule, il potere cancerogeno, il potere teratogeno, cioè la capacità di far generare, agli animali da esperimento, figli affetti da malformazioni e anomalie genetiche.

5.4.1 Sensibilizzazione

Si valutano i rischi del contatto con il materiale o con i prodotti chimici rilasciati dai dispositivi (in soluzioni saline o olii) che possono produrre fenomeni di sensibilizzazione e allergia da contatto in seguito ad interazione con il sistema immunitario.

Nel test di sensibilizzazione cutanea delle cavie (porcellino d'India), gli estratti vengono iniettati in zona intradermica affinché producano reazioni di ipersensibilità cutanea (Test di Magnuson-Kligman) oppure il materiale da saggiare viene posto a contatto diretto con la pelle rasata tre volte a settimana per tre settimane (Test Buehler).

La reazione si manifesta con arrossamento e rigonfiamento dei tessuti. Il grado di reazione e la percentuale di animali che manifestano la reazione sono le basi per la stima dell'allergenicità del materiale.

Altresì, la sensibilizzazione può essere determinata con meccanismi indiretti, ioni e sostanze (radicali liberi ecc.) rilasciate dal materiale protesico o implantare, possono causare alterazioni nelle proteine dell'organismo, denaturandole e svolgendo attività antigenica, stimolando una reazione immunologica.

5.4.2 Irritazione

Questa prova determina se un materiale provoca infiammazione alle membrane mucose o alla cute escoriata; viene condotta ponendo i materiali da provare, e dei controlli positivi e negativi, in contatto con il tessuto della borsa della guancia del criceto o del tessuto orale del coniglio. Dopo diverse settimane di contatto, si esaminano i siti sia di prova sia di controllo e, negli animali vivi, si registrano le reazioni tissutali evidenti e si effettua la valutazione istologica delle variazioni infiammatorie.

5.5 Reazioni della polpa

I test della barriera dentinale hanno dimostrato una migliore correlazione con la citotossicità dei materiali dentari riscontrata nei test di utilizzo nei denti e sono sottoposti a graduale miglioramento per farli diventare test di screening. Un gran numero di studi ha dimostrato che la dentina forma una barriera attraverso la quale i materiali tossici devono diffondere per poter raggiungere il tessuto pulpare.

Lo spessore della dentina è direttamente correlato alla protezione offerta alla polpa. Perciò sono state sviluppate prove che presentano dischi di dentina fra il campione di prova ed il sistema di valutazione cellulare. I dischi di dentina offrono l'ulteriore vantaggio della diffusione direzionale fra il materiale da restauro ed il *medium* della coltura.

5.6 Reazioni dei tessuti ai materiali dentari

In caso di materiali che vengano a contatto con l'osso, è fatto obbligo testare il comportamento in presenza di osteoblasti. L'adesione e lo spreading delle cellule sulla superficie del materiale sono la fase iniziale per l'attivazione cellulare, la persistenza di cellule rotonde con spreading scarso o nullo suggerisce che la superficie del materiale usato possa essere tossica.

Ci sono diversi studi che hanno esaminato la risposta degli osteoblasti MG63, la capacità di stimolare il rilascio delle citochine (IL-1 α , IL-1 β , IL-6, IL-8), un aumento della produzione di osteocalcina e dell'attività della fosfatasi alcalina. IL-1 α non dovrebbe essere prodotta, poiché questa citochina media il riassorbimento osseo, la sua non produzione conferma la biocompatibilità del materiale testato. IL-6 stimola la differenziazione e il reclutamento degli osteoclasti ed è espresso dagli osteoblasti quando stimolati da fattori di crescita. IL-8, d'altro canto stimola il reclutamento degli osteoclasti precursori e stimolanti; anche la produzione del collagene di tipo I è un parametro importante oltre alla BSP (Bone Sialoprotein), è una proteina non collagene altamente specifica dei tessuti mineralizzati correlata all'osso neo-sintetizzato o rimodellato.

Dal punto di vista ultrastrutturale, un buon materiale

da impianto deve venire circondato precocemente dai processi citoplasmatici delle cellule, con un buon reticolo endoplasmatico rugoso e abbondanti mitocondri, inoltre devono essere presenti anche fibrille di collagene con struttura periodica tra le cellule.

La rugosità superficiale del materiale potrebbe contribuire alla stretta integrazione tra materiale e matrice extracellulare neo-formata attraverso la modulazione dell'adesione e della funzione delle cellule osteogeniche, con facilitazione nella formazione dei noduli di mineralizzazione.

Gli osteoblasti sono cellule che dipendono dall'ancoraggio al substrato per essere attive, l'adesione cellulare è un processo complesso e dinamico che gioca un ruolo critico nel processo di guarigione ed è implicato nella crescita, proliferazione e differenziazione cellulare. Le cellule primarie devono aderire alle proteine di matrice per sopravvivere e proliferare. Quando queste cellule sono coltivate in condizioni che impediscono l'adesione e la diffusione, esse smettono di crescere e perdono la mobilità. Questo è in contrasto con le cellule trasformate che sono indipendenti dall'ancoraggio, rendendo le cellule tumorali in grado di sopravvivere e metastatizzare.

Le colture primarie producono noduli di mineralizzazione quando esposti al mezzo di differenziazione (acido ascorbico e desametasone), mentre in alcuni casi le cellule della linea MG-63 non hanno formato noduli, indicando che l'immortalizzazione ha modificato il comportamento cellulare.

Altri test misurano la capacità di un materiale di alterare il ciclo cellulare o di attivare il complemento. L'attivazione del complemento è di particolare importanza per lo studio dei vasi ematici artificiali e di altri tessuti in diretto contatto con il sangue. I materiali che attivano il complemento possono generare infiammazione o trombi e possono anche diffondere una risposta infiammatoria cronica.

Nel caso in cui debbano essere testati materiali che vengono a contatto con i tessuti periradicolari, anche i leucociti potrebbero essere utilizzati per la valutazione esaustiva di un materiale. I tessuti periradicolari e pulpari infiammati contengono diverse cellule coinvolte nella risposta immunitaria locale.

Le citochine possono essere misurate nel soprannatante delle cellule in coltura utilizzando le tecniche ELISA. Diversi studi hanno usato ad esempio i macrofagi per investigare l'effetto delle particelle di titanio e le fibre di vetro sulla produzione delle citochine. Nelle lesioni apicali TNF- α , IL-1 α , IL-1 β , TNF- β , IL-6 e IL-11 agiscono sul riassorbimento osseo e insieme costituiscono il fattore di attivazione degli osteoclasti.

L'interleuchina-12 induce la produzione di IFN- γ nelle cellule NK (natural killer) e T, l'interleuchina-10 induce l'omeostasi tissutale, portando ad una inibizione nella produzione delle citochine proinfiammatorie da parte delle cellule T e dei macrofagi. Studi recenti hanno rivelato che possono essere presenti tre tipi di macrofagi: gli M1, che utilizzano arginina per produrre ossido nitri-

co (NO), sono produttori delle specie reattive dell'ossigeno in grosse quantità, producono IL-12 e non rilasciano IL-10, infatti hanno un ruolo pro infiammatorio. Gli M2 producono basse quantità di NO e alte quantità di TGF- β , non producono IL-12 ma rilasciano grosse quantità di IL-10, quindi hanno un ruolo antinfiammatorio.

5.7 Test di utilizzo su animali

I test in vivo funzionali sono fatti inserendo nell'animale il dispositivo da analizzare, ad esempio un impianto dentale, per svolgere la funzione in presenza di carichi meccanici e in condizioni analoghe a quelle previste per l'impiego sull'uomo. Hanno il compito di valutare il materiale nel suo uso specifico, ma anche quello di verificare che non vi siano complicanze derivanti dalle procedure di inserzione e d'uso (ad esempio sul dente, sulle strutture periapicali e sull'osso). Questi test sono più vicini alla realtà clinica e vengono realizzati su denti animali (cane, scimmia) e su denti umani di soggetti giovani e sani. Il problema è il difficile reperimento dei campioni, il costo, il tempo per effettuare i controlli a lungo termine.

Non è possibile prevedere le prestazioni dei materiali e dispositivi sull'uso senza prove cliniche, la sperimentazione clinica è comunque necessaria prima di rendere disponibile alla vendita un dispositivo medico.

5.8 Biocompatibilità di alcuni materiali dentari: stato dell'arte

5.8.1 Leghe e titanio

Tra gli effetti locali indotti dai prodotti della corrosione delle leghe vanno annoverati: bruciore, dolore galvanico, aftosi, glossiti, stomatiti, pigmentazioni dentali e/o gengivali, xerostomia, ulcerazioni, lichen ruber planus, leucoplasie, carie nonché manifestazioni allergiche da contatto a livello della mucosa orale.

Il sapore metallico è causato dal rilascio, per corrosione, di ioni metallici; in alcuni casi si manifesta per un breve periodo (1-2 giorni) subito dopo l'introduzione in cavità orale di una nuova lega dentale. Il fenomeno della corrosione può attenuarsi nel tempo, raggiungendo una intensità non più avvertibile dal paziente, oppure può interrompersi completamente in conseguenza della passivazione della lega stessa. In questi casi è comunque consigliabile tenere sotto osservazione il paziente per alcuni mesi e procedere eventualmente alla rimozione e sostituzione delle protesi, nel caso di alterazione del colore delle leghe o di patologie dei tessuti, cambiando il tipo di lega impiegato.

Le discromie, negative dal punto di vista estetico, si realizzano principalmente in corrispondenza di restauri in amalgama o dove vengano impiegate viti o perni radicolari in leghe facilmente corrodibili. L'uso di viti in

metallo non nobile può portare alla presenza di rame e zinco nella dentina, nello smalto ed addirittura nei tessuti molli circostanti il dente.

Le lesioni orali (ulcerazioni, lichen ruber planus, leucoplasie ecc.) derivano dal fatto che le caratteristiche di superficie dei materiali metallici possono modificarsi a causa di fenomeni corrosivi localizzati, in particolare, nelle zone dove la superficie metallica è parzialmente coperta dai tessuti molli. Gli ioni metallici e gli eventuali altri prodotti di corrosione rilasciati possono interagire con i tessuti, causando arrossamenti, sensazione di bruciore e rigonfiamenti, facilitando così l'instaurarsi di infezioni. Tali fenomeni possono essere causati da effetti tossici, ma più frequentemente da fenomeni allergici e, in ogni caso, richiedono la rimozione immediata dal cavo orale della lega sospettata di corrosione. Le reazioni tossiche o immunologiche innescate nel cavo orale possono produrre effetti anche in altre sedi dell'organismo.

I metalli più frequentemente responsabili di reazioni allergiche sono nichel, cobalto, cromo e mercurio. L'obiettivo dello studio di Ditrichova et al. (2007) è stato quello di dimostrare allergia da contatto a materiali odontoiatrici in 25 pazienti con lesioni lichenoidi orali utilizzando il patch test. Il 60% dei pazienti ha mostrato sensibilizzazione a uno o più allergeni, con un totale di 31 reazioni positive (figg. 1, 2).

La maggiore frequenza di reazioni positive è stata ai metalli dentali. L'ordine di metalli testati in base alla loro frequenza di reazioni positive è stato: mercurio (24%), polvere di amalgama (24%), nichel (16%), palladio (16%), cobalto (12%), cromo (4%), indio (4%). In 9 pazienti, la sostituzione dei materiali testati positivamente ha portato alla guarigione o ad una significativa regressione.

Il nichel ed il cobalto sono particolarmente importanti per i soggetti di sesso femminile, infatti circa il 9% delle donne, contro l'1% degli uomini, risulta sensibilizzato al nichel; mentre la sensibilizzazione al cobalto riguarda quasi esclusivamente il sesso femminile (1%).

Esistono poi evidenze sperimentali indicanti che i fenomeni di corrosione possono alterare la resistenza alla carie dello smalto e della dentina. Poiché il meccanismo di formazione della carie coinvolge la fermentazione di carboidrati ad opera di microrganismi e la produzione di acidi, gli ioni metallici ed i prodotti di corrosione possono alterare gli equilibri di questo processo accelerandolo.

In campo odontoiatrico il titanio commercialmente puro resta attualmente il metallo più affidabile per l'esecuzione di una corretta routine implantologica, vista la sua eccellente biocompatibilità, associata alle sue elevate caratteristiche meccaniche, alla buona resistenza alle correnti galvaniche ed agli agenti aggressivi dei liquidi indorali.

La passivazione è rapidissima (10^{-3} sec.) e raggiunge uno strato massimo di 10 nm; queste caratteristiche spiegano il basso grado di corrosione e quindi l'elevato grado di biocompatibilità. Tuttavia gli ioni Ti^{4+} e O^{2-} del biossido di titanio tendono a entrare in soluzione

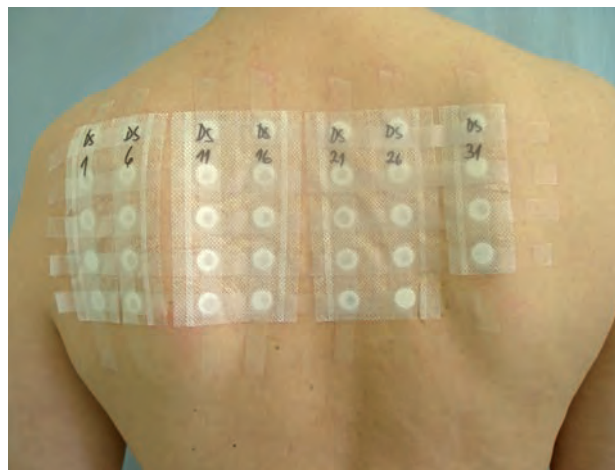


FIG. 1 Patch test (Ditrichova et al. 2007).



FIG. 2 Patch test positivo per l'amalgama (Ditrichova et al. 2007).

nei fluidi dell'organismo accumulandosi, come è stato dimostrato *in vivo* su animali da laboratorio, nei reni, nel cervello nel cuore e nel fegato.

La concentrazione media di titanio riscontrabile nei tessuti umani è di circa 50 ppm, mentre quella riscontrabile nei tessuti adiacenti ad un impianto può arrivare fino a 300 ppm; questi sembrano essere però dei valori del tutto innocui per l'organismo, in quanto, a tutt'oggi, non sono mai state riscontrate reazioni tossiche anche con concentrazioni locali di ioni Ti di oltre 2.000 ppm.

Dal punto di vista carcinogenetico non esistono, a tutt'oggi, correlazioni fra il titanio e lo sviluppo di tumori. Dal punto di vista immunologico, gli ioni metallici in genere si comportano come apteni e per quanto riguarda il titanio non sono mai state segnalate reazioni allergiche. Infatti, quando un impianto o un manufatto protesico in titanio viene inserito nel cavo orale, avvengono complesse reazioni nell'interfaccia fra l'ossido e la zona circostante, nei modi sopra descritti. La pellicola di ossido che rapidamente si forma dà origine a ioni che diffondono all'esterno del metallo ed all'interno

della zona circostante; ma la struttura di titanio è passiva se l'ossido è stabile e impedisce la diffusione di ioni nell'ambiente circostante o, almeno, tale diffusione è talmente minima da non avere alcun significato biologico.

5.8.2 Amalgama

La tossicità a livello sistemico del mercurio derivante dalle otturazioni in amalgama ha una storia molto lunga, con l'ipotesi della possibile correlazione tra questo materiale e la sclerosi multipla. Il mercurio organico viene assorbito prevalentemente dall'intestino, fino al 90% ed è altamente tossico, anche se alcune stime fatte dalla WHO valutano che un pasto a base di pesce consumato settimanalmente, incida dalle 2 alle 8 volte in più sull'escrezione urinaria di mercurio rispetto alla presenza di otturazioni in amalgama.

I comuni batteri simbiotici del cavo orale del tipo *Streptococcus mutans* possono metilare il mercurio in presenza di un potenziale di riduzione negativo, situazione nella quale gli amalgami ad elevata carica negativa possono essere a rischio elettrolitico. Il mercurio metilato è più tossico e più facilmente assorbibile del mercurio inorganico. Il MeHgCl è più tossico del HgCl₂, i componenti organici del Hg sono capaci di inattivare gli enzimi sulfidrilici anche a concentrazioni basse, pertanto possono interferire con il metabolismo cellulare mediante l'interazione con le proteine intracellulari. Uno dei target della tossicità del Hg è il glutatione, che è stato trovato in considerevoli quantità nel cervello dove svolge una funzione protettiva e detossificante; MeHgCl è 4-10 volte più tossico del HgCl₂. La tossicità più elevata del MeHgCl comparato con HgCl₂ può essere spiegata tramite la liposolubilità di MeHgCl rispetto al HgCl₂, pertanto è stato verificato che MeHgCl può attraversare più facilmente il doppio strato lipidico essendo più lipofilo di HgCl₂ (Belletti et al. 2002).

Studi effettuati negli anni '80 hanno evidenziato che la presenza di amalgama aumenta di 3 volte l'escrezione urinaria di mercurio, i portatori di restauri in amalgama possiedono valori di mercurio più elevati nella saliva, nel sangue, nel plasma, nelle urine e nelle feci rispetto a soggetti privi degli stessi restauri.

Anche il personale dello studio odontoiatrico, esposto professionalmente ai vapori di mercurio, ha dei valori più alti rispetto alla popolazione. I valori ottenuti sono però, nella quasi totalità dei lavori, inferiori ai limiti di potenziale tossicità; valutare i rischi per la salute derivante dall'esposizione costante a bassi quantitativi di mercurio diventa piuttosto difficile.

Non esiste comunque una correlazione statisticamente significativa tra elevati livelli urinari di mercurio e alterazioni della funzionalità renale. I possibili danni renali possono avere processi patogenetici diversi: tossicità diretta o lesioni dipendenti dalla produzione di autoanticorpi, con sviluppo di reazioni autoimmuni e glomerulonefrite.

Le modalità con cui il mercurio provoca danni al sistema nervoso sono diverse da quelle riscontrabili in altri organi; il mercurio elementare non convertito è in grado di passare la barriera emato-encefalica e a questo livello perturbare la funzione elettrica. Lo ione mercurio è capace di forzare il passaggio attraverso i canali del sodio e del calcio, causando depolarizzazione e marcato rilascio di neurotrasmettitori; a tale azione segue un blocco irreversibile dell'emissione di altri neurotrasmettitori e paralisi funzionale del neurone.

Un altro effetto è quello di inibizione enzimatica della ADP-ribosilazione, tappa biochimica fondamentale nel metabolismo delle proteine neuronali, in particolare actina e tubulina, due proteine strutturali del citoscheletro, con conseguente produzione di intermedi inattivi; l'effetto finale è la formazione di grovigli di neurofibrille sovrapponibili, da un punto di vista anatomico-patologico, a quelle riscontrabili nel morbo di Alzheimer.

Analisi autoptiche su pazienti malati di sclerosi multipla hanno evidenziato che la concentrazione di mercurio non è più elevata rispetto a soggetti controllo, ma è stato suggerito un elevato rischio di sviluppare sclerosi multipla, in pazienti predisposti geneticamente, con otturazioni in amalgama mantenute per tempi lunghi.

Nello studio condotto in vitro da Issa (2003) la linea cellulare MO3.13, utilizzata per simulare gli oligodendrociti coinvolti nella sclerosi multipla, soffre della presenza del mercurio. In particolare, per esposizione ad alti quantitativi di mercurio le cellule vanno incontro a necrosi e processi litici, mentre per esposizione a medio-bassi quantitativi di mercurio si stabilisce un meccanismo con le caratteristiche morfologiche e biochimiche dell'apoptosi. La conclusione, che vede l'attivazione di un intrinseco programma di suicidio cellulare, è compatibile con un quadro di sclerosi multipla.

In passato sono state effettuate analisi su donne occupate negli studi odontoiatrici e non sono state rilevate differenze statisticamente significative nel numero di anomalie e aborti, rispetto al resto della popolazione, anche se è stata rilevata una correlazione tra i livelli di mercurio presenti nel cordone ombelicale ed il numero dei decessi di feti e neonati. Vimy (1997) ha dimostrato il passaggio madre-feto di mercurio *in vivo* su modello animale; accumuli sono stati trovati nella placenta, nel fegato e nell'ipofisi del feto. Rilevante, da tenere in considerazione, è la presenza di mercurio nel latte materno, ulteriore forma di trasferimento.

Non sono state riportate variazioni statisticamente significative nel numero dei linfociti T, derivante dalla presenza di restauri in amalgama, ma è stata rilevata una diminuzione dei linfociti T subito dopo l'inserimento di otturazioni in amalgama ed un aumento qualche giorno dopo la rimozione dei restauri. Shenker (2000) ha dimostrato che il mercurio organico/inorganico è in grado di alterare le funzioni mitocondriali, causando permeabilità della membrana mitocondriale, rilascio di citocromo C, attivazione della cascata apoptotica dei linfociti T umani. Di certo la sensibilizzazione attraverso le mucose è molto più bassa rispetto a quella che può

verificarsi sulla pelle, e molti autori hanno ipotizzato che questo processo sia imputabile al mercurio presente in tracce in altre fonti, come i vaccini o alcuni disinfettanti, piuttosto che a quello rilasciato dall'amalgama. Attualmente un paziente deve essere inviato in allergologia per eseguire i test cutanei solo in presenza di segni clinici di possibile interpretazione in senso disreattivo; se presenta quindi lesioni lichenoidi o stomatiti resistenti ad altri trattamenti.

Esiste in letteratura una estrema variabilità nella valutazione della diffusione di fenomeni di ipersensibilità all'amalgama; si parla del 16% della popolazione, ma i risultati derivano da ricerche senza doppio cieco e con allergene troppo concentrato (mercurio cloridrato 1%). Le persone più esposte sono anche quelle con più possibilità di risultare positive ai patch test; gli studenti di odontoiatria manifestano positività fino ad una percentuale del 10%. La quota di popolazione sensibile è comunque piuttosto numerosa vista la diffusione dei restauri in amalgama ed ha certamente una correlazione allo sviluppo di lichen planus o altre lesioni lichenoidi.

Il mercurio rilasciato dalle otturazioni in amalgama è in grado di indurre reazioni di ipersensibilità con conseguente modifica dei tessuti molli della gengiva, della mucosa buccale, della lingua e sulla pelle del dorso delle mani.

Il quantitativo di vapori di mercurio rilevati nell'aria del cavo orale variano notevolmente in base ad autore e tipo di studio; in media i valori variano da 1,2 μg a 1,8 μg al giorno, in soggetti con una media di 8-12 restauri in amalgama. Il meccanismo della dissoluzione nella saliva e quello di evaporazione nell'aria sono certamente i due principali indiziati di rilascio di mercurio nel cavo orale, seppure una certa valenza assume il passaggio direttamente attraverso la dentina, con localizzazione ed assorbimento da parte della polpa.

Il passaggio diretto di mercurio dal restauro alla polpa dentale sembra oramai un'ipotesi confermata ampiamente; molti autori hanno suggerito l'ipotesi che, oltre alla capacità di condurre stimoli termici da parte dell'amalgama, una causa delle risposte infiammatorie della polpa ad otturazioni in cavità profonde sarebbe proprio il passaggio di mercurio. Il cemento all'idrossido di calcio, sebbene in grado di ridurre la permeabilità dentinale, non sembra impedire il passaggio di mercurio dal fondo della cavità. I cementi vetroionomerici sono i materiali che, seppure non in grado di bloccare completamente la diffusione del mercurio, sono capaci almeno di ridurre l'entità, in una misura che raggiunge l'88% circa. Nel caso dell'amalgama sono stati identificati stagno e zinco nei tubuli dentinali delle zone con colore alterato.

5.8.3 Resine composite

I materiali compositi e gli adesivi rilasciano monomeri in seguito a processi di degradazione o per incomple-

ta polimerizzazione. La tossicità dei monomeri come idrossietilmetacrilato (HEMA), trietilenglicoldimetacrilato (TEGDMA), uretanedimetacrilato (UDMA), bisfenoloA-glicidilmetacrilato (BisGMA), e anche componenti dell'amalgama come (HgCl₂) e cloruro di metilmercurio (MeHgCl) è stata studiata su fibroblasti gengivali (HGFs). Tutte le sostanze testate hanno indotto un leggero incremento delle cellule danneggiate a 24 e 48 ore, un significativo incremento della citotossicità è stato osservato solo per UDMA, ma componenti dei compositi sono meno citotossici dei componenti dell'amalgama.

Le sostanze tossiche rilasciate da monomeri resinosi possono diffondere per via intestinale o attraverso i polmoni. È stato notato che il range dell'aumento della tossicità dei monomeri è identico al range di aumento della massa molecolare: HEMA (130 Da) < TEGDMA (286 Da) < UDMA (488 Da) < BisGMA (512 Da).

Ad un peso molecolare elevato corrisponde una più elevata tossicità. Il BisGMA essendo più liposolubile diffonde nelle cellule più velocemente degli altri monomeri e questo lo rende più tossico. La tossicità maggiore di TEGDMA rispetto all'HEMA è legata alla capacità di TEGDMA di interagire con il doppio strato lipidico e di causare perossidazione lipidica; inoltre il TEGDMA è più liposolubile di HEMA. L'aumento della tossicità di TEGDMA ha un'ulteriore spiegazione legata alla interazione di TEGDMA con il glutatione (GSH), uno dei più importanti difensori contro la tossicità di diverse sostanze.

La differenza tra necrosi e apoptosi giustifica il grande interesse che ha spinto i recenti studi a determinare la risposta delle cellule del cavo orale (fibroblasti umani gengivali e pulpali) ai differenti monomeri dentari. Infatti, i monomeri che *in vitro* inducono apoptosi e non necrosi potrebbero risultare più vantaggiosi dal punto di vista clinico in quanto *in vivo* ne risulterebbe un fenomeno confinato alla popolazione che è andata incontro a morte senza infiammazione. Invece, i monomeri che producono necrosi estendono il processo a tutto il tessuto con una sintomatologia clinica infiammatoria.

C'è una crescente evidenza che i materiali resinosi causano morte cellulare innescando i processi apoptotici, questo fenomeno è stato osservato in molte linee cellulari dopo esposizione ad estratti di materiali compositi e metacrilati. L'apoptosi indotta dalle resine adesive in cellule odontoblasto-simili di topo (MDPC-23), cellule pulpari indifferenziate (OD-21) o macrofagi (RAW 264.7) è dipendente dal grado di polimerizzazione. Queste evidenze sperimentali suggeriscono un ruolo rilevante dei monomeri resinosi che non hanno polimerizzato nell'induzione della morte cellulare programmata.

Recentemente sono stati individuati i singoli componenti delle resine capaci di indurre apoptosi o necrosi in colture primarie. In fibroblasti gengivali umani il TEGDMA induce principalmente apoptosi rispetto a necrosi, mentre il BisGMA influenza la concentrazione

di glutazione e la percentuale di cellule apoptotiche: la deplezione del contenuto intracellulare di GSH è simultanea all'induzione dell'apoptosi. Il TEGDMA induce apoptosi anche in colture primarie di fibroblasti pulpari umani e le popolazioni apoptotiche e necrotiche aumentano in maniera differente dopo esposizione a concentrazioni crescenti di monomero; alla concentrazione di TEGDMA di 1 mM è stato riscontrato un raddoppio delle cellule apoptotiche e solo un lieve incremento di quelle necrotiche; al contrario, a concentrazioni più alte, è stato evidenziato un forte incremento della popolazione necrotica. È stato dimostrato che anche l'HEMA induce apoptosi, così come il TEGDMA, su colture primarie di fibroblasti umani di cute. Studi sugli uomini rivelano la morte degli odontoblasti e una persistente infiammazione pulpale dovuta all'applicazione della resina; il TEGDMA liberato dagli adesivi dentali può arrivare a concentrazioni fino a 4 mmol/L nella polpa.

Bibliografia

- Akyüz S, Caglar E. Pulpal uptake of mercury from lined amalgam restorations in guinea. *Eur J Oral Sci.* 2002 Dec;110(6):460-3.
- Bangsi D, Ghadirian P, Ducic S, Morisset R, Ciccocioppo S, McMullen E, Krewski D. Dental amalgam and multiple sclerosis: a case control study in Montreal, Canada. *Int J Epidemiol.* 1998 Aug;27(4):667-71.
- Craig RG, Hanks C.T. Cytotoxicity of experimental casting alloys evaluated by cell cultures tests. *J Dent Res.* 1990;65(8):1539-42.
- Craig RG. *Materiali per l'Odontoiatria Restaurativa.* Milano: Masson ed; 1998.
- Ditrichova D, Kapralova S, Tichy M, Ticha V, Dobesova J, Justova E, Eber M, Pirek P. Oral lichenoid lesions and allergy to dental materials. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub.* 2007;151(2):333-9.
- Fardal Ø, Johannessen AC, Morken T. Gingivo-mucosal and cutaneous reactions to amalgam fillings. *J Clin Periodontol.* 2005 Apr;32(4):430-3.
- Foglio Bonda PL. Biocompatibilità delle leghe odontoprotesiche e dei metalli costituenti. *Il Dentista Moderno* 1997;9:59-89.
- Foglio Bonda PL, Paganelli C. La corrosione delle leghe dentali. *Il Dentista Moderno* 1996;7:897-921.
- Fung YK, Meade AG, Rack EP, Blotcky AJ. Brain mercury in neurodegenerative disorders. *J Toxicol Clin Toxicol.* 1997;35(1):49-54.
- Heintze U, Edwardsson S, Dérand T, Birkhed D. Methylation of mercury from dental amalgam and mercuric chloride by oral streptococci in vitro. *Scand J Dent Res.* 1983;91(2):150-2.
- Issa Y, Watts DC, Duxbury AJ, Brunton PA, Watson MB, Waters CM. Mercuric chloride: toxicity and apoptosis in a human oligodendroglial cell line MO3.13. *Biomaterials.* 2003 Mar;24(6):981-7.
- Mackert JR, Leffel MS, Wagner DA, Powell BJ. Lymphocytes levels in subjects with and without amalgam restorations. *J Am Dent Assoc.* 1991 Mar;122(3):49-53.
- Menghini P, Battaini P. *Metallurgia in odontoiatria.* Milano: Masson ed; 1997.
- Murray PE, Garcia Godoy C, Garcia Godoy F. How is the biocompatibility of dental biomaterials evaluated? *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2007;112(3):E258-66. Review.
- Nalaway Ca, Chou Hn, Muller T. On site screening for urinary Hg concentration and correlation with glomerular and tubular function. *J Public Health Dent.* 1991 Winter;51(1):12-7.
- Negri PL, Eramo S, Lotito M, Facchini SE. *I materiali dentali nella pratica quotidiana.* Firenze: Edizioni USES; 1995.
- Olstad ML, Holland RI, Wandel N, Pettersen AH. Correlation between amalgam restoration and mercury concentrations in the urine. *J Dent Res.* 1987 Jun;66(6):1179-82.
- Pizzoferrato A, Ciapetti G, Stea S, Cenni E, Arciola CR, Granchi D, Savarino L. Cell culture methods for testing biocompatibility. *Clin Mater.* 1994;15(3):173-90.
- Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. *Biomaterials Science.* San Diego: Elsevier Academic Press; 1996. pp. 133-170.
- Reichl FX, Durner J, Hicckel R, Kunzelmann KH, Jewett A, Wang MY et al. Distribution and excretion of TEGDMA in guinea pigs and mice. *J Dent Res.* 2001 May;80(5):1412-5.
- Reichl FX, Simon S, Esters M, Seiss M, Kehe K, Kleinsasser N, Hicckel R. Cytotoxicity of dental composite (co)monomers and the amalgam component Hg(2+) in human gingival fibroblasts. *Arch Toxicol.* 2006 Aug;80(8):465-72.
- Rezende TM, Vargas DL, Cardoso FP, Sobrinho AP, Vieira LQ. Effect of mineral trioxide aggregate on cytokine production by peritoneal macrophages. *Int Endod J.* 2005;38(12):896-903.
- Schweikl H, Spagnuolo G, Schmalz G. Genetic and cellular toxicology of dental resin monomers. *Dent Res.* 2006 Oct;85(10):870-7.
- Shenker BJ, Guo TL, Shapiro IM. Mercury-induced apoptosis in human lymphoid cells: evidence that the apoptotic pathway is mercurial species dependent. *Environ Res.* 2000 Oct;84(2):89-99.
- Spagnuolo G, D'Antò V, Rengo S. Citotossicità dei monomeri dentali. *Giornale Italiano di Conservativa* 2006;4(1):18-32.
- Spagnuolo G, Galler K, Schmalz G, Cosentino C, Rengo S, Schweikl H. Inhibition of phosphatidylinositol 3-kinase amplifies TEGDMA-induced apoptosis in primary human pulp cells. *J Dent Res.* 2004 Sep;83(9):703-7.
- Stefanelli S, Rimondini L, in collaborazione con Piconi C, Zuppiroli A, Price JM, Carrassi A. *Dispositivi medici e assicurazione di qualità.* Milano: Masson; 1998.
- Vimy MJ, Hooper DE, King WW, Lorscheider FL. Mercury from maternal silver tooth fillings in sheep and human breast milk. *Biol Trace Elem Res.* 1997 Feb;56(2):143-52.
- Williams DF. On the mechanism of biocompatibility. *Biomaterials.* 2008 Jul;29(20):2941-53.

CAPITOLO 6

MATERIALI PER LA PREVENZIONE DELLE PATOLOGIE E DEI DANNI DENTARI

La carie è la patologia responsabile delle lesioni a carico dei tessuti duri dentari, essa riconosce un'etiologia multifattoriale. I fattori che concorrono alla sua determinazione sono dipendenti essenzialmente dalle caratteristiche strutturali dei tessuti dentali, dalla presenza di un biofilm orale rappresentato principalmente da batteri cariogeni, dalla dieta ricca di carboidrati semplici ed infine da un'igiene orale inadeguata sia nei modi di rimozione dei residui alimentari che nei tempi di pulizia rispetto ai pasti assunti. Secondo queste caratteristiche la sua incidenza è strettamente legata all'età dei pazienti, con picchi tra l'inizio dell'età scolare e l'adolescenza. Naturalmente non ne sono immuni né gli adulti né gli anziani, sebbene si modifichino notevolmente i siti di attacco e l'evoluzione. La prevenzione dei processi cariosi si realizza mediante il controllo dei fattori eziopatogenetici e l'intercettazione precoce delle lesioni attraverso tre fasi, la primaria, la secondaria e la terziaria.

6.1 Prevenzione primaria, secondaria e terziaria

La prevenzione primaria mira al controllo dei fattori eziologici legati alla demineralizzazione della struttura dentale attraverso la somministrazione di fluoro, elemento cardine nella composizione dello smalto dentario al fine di potenziare la resistenza nei confronti degli acidi prodotti dalla degradazione degli zuccheri nel metabolismo dei batteri presenti nella placca dentale. La prevenzione primaria si realizza anche con l'applicazione di scrupolosi protocolli di igiene orale che prevedono un appropriato uso di tutti i presidi di pulizia dei tessuti orali duri e molli e con la somministrazione di una dieta alimentare che limita l'uso di cibi cariogeni. Rientra tra i presidi della prevenzione primaria la possibilità di utilizzare dei test di screening per individuare i soggetti più cariorecettivi, soprattutto in età prescolare,

al fine di indirizzarli a protocolli preventivi più mirati. La prevenzione secondaria prevede essenzialmente il controllo dei siti anatomici degli elementi dentari dove le lesioni possono manifestarsi più facilmente con l'applicazione di resine che riducono la possibilità di attacco della placca batterica e la potenziale acidificazione di aree detergibili con più difficoltà.

La prevenzione terziaria viene messa in atto per il trattamento di lesioni cariose iniziali intercettate attraverso una terapia ricostruttiva la più conservativa possibile con una minima preparazione cavitaria e l'applicazione di materiali compositi.

I materiali che vengono utilizzati in ambito preventivo sono essenzialmente:

- › il fluoro;
- › i presidi per l'igiene orale quali, il dentifricio, il collutorio, le compresse rivelatrici di placca, lo spazzolino, il filo e lo scovolino;
- › i dolcificanti non zuccheri;
- › i sigillanti.

Per quanto attiene alla prevenzione terziaria i materiali usati per la terapia di lesioni cariose iniziali sono gli stessi della terapia conservativa e verranno trattati nel capitolo specifico.

6.1.1 Fluoro

Il fluoro F è un metalloide che appartiene al gruppo degli alogeni, nella tavola periodica degli elementi ha numero atomico 9 e peso atomico 18,9984. Come tutti gli alogeni si trova nel suo stato elementare come molecola biatomica F₂. A temperatura ambiente è un gas di colore giallo pallido, poco più pesante dell'aria, tossico, estremamente aggressivo e di odore penetrante, il suo punto di ebollizione è a -188,12° e solidifica a -219,62°. Il fluoro, in ordine di frequenza è al 17° posto tra gli elementi dell'ambiente, non si trova libero in natura, tranne che in piccole tracce nei materiali radioattivi ma è invece combinato con altri elementi che rappresentano circa lo 0,065% in peso della crosta terrestre. Le più frequenti combinazioni sono la fluorite, la criolite e la fluoroapatite. Dopo l'idrogeno è l'atomo più piccolo ma anche quello più elettronegativo e per tale caratteristica reagisce con quasi tutti gli altri elementi, questa caratteristica gli conferisce anche proprietà biologiche di rilievo per la salute del mondo animale e come tale esso rappresenta uno degli elementi traccia fondamentali per la vita.

Il suo comportamento biochimico consiste essenzialmente nella sottrazione di idrogeno a vari composti, dall'acqua con liberazione di ossigeno ed effetti ossidanti sulle sostanze organiche, la formazione di acidi per idrogenazione (acido fluoridrico HF), l'interazione con glucidi, lipidi e protidi con differenti processi enzimatici. Importantissima da un punto di vista odontoiatrico è la sua affinità per i fosfati di calcio, per cui il fluoro si accumula in zone in fase di calcificazione interagendo nell'accrescimento dimensionale e qualitativo dei cri-

stalli di apatite. La necessità di piccole dosi di fluoro per la formazione dei cristalli di idrossiapatite delle ossa e dei denti rende fondamentale la presenza di questi oligoelementi nella dieta alimentare ed importante la sua integrazione sistemica laddove non si raggiungano dosaggi adeguati nell'apporto quotidiano. L'apporto di fluoro per l'uomo può avvenire attraverso fonti naturali ed artificiali. Tra le fonti naturali l'acqua rappresenta l'elemento principale anche se è quello più variabile nella concentrazione del fluoro; l'acqua marina presenta concentrazioni variabili tra 0,8 e 1,4 ppm, mentre per le acque potabili la presenza dell'alogeno è differente tra la superficie e le sorgenti più profonde in virtù della presenza di differenti fattori che favoriscono l'aumento della presenza di F e che sono legati alla porosità delle rocce, alla velocità di scorrimento dell'acqua, alla solubilità dei composti fluorurati presenti nelle rocce, al pH ed alla temperatura tra acqua e rocce. È stato verificato che sorgenti su rocce di origine vulcanica con temperature più elevate hanno concentrazioni maggiori di ioni fluoro come in acque con pH alcalino. Tale ampia variabilità della concentrazione di F nell'acqua potabile, unitamente alla differente assunzione negli individui proporzionale al peso corporeo, all'attività fisica ed alle condizioni ambientali, non risulta un parametro affidabile per quantificare l'assunzione quotidiana di fluoro. Anche per gli alimenti le considerazioni sono analoghe: elevate concentrazioni dell'alogeno si trovano in alcune bevande quali il tè ed il caffè, in alcuni tipi di birra e di vino, nei pesci e negli ortaggi seppur con valori sensibilmente inferiori (tab. 1).

Naturalmente la presenza di questi alimenti nella dieta condiziona l'assunzione quotidiana di fluoro di ogni individuo; mediamente è stato rilevato che l'apporto giornaliero di tale alogeno con un'alimentazione normale è dell'ordine 0,2-0,5 ppm.

La presenza di fluoro può essere rilevata nell'atmosfera sia come polveri, vapori o gas in prossimità di miniere di fluoruri o giacimenti fosfatici solitamente superficiali oppure nelle vicinanze di complessi industriali atti alla lavorazione di prodotti fluorati o manufatti in vetro o acciaio o macchinari refrigeranti dove composti a base di fluoruri (acido fluoridrico) vengono impiegati nei processi produttivi. Troviamo composti fluorati in molti farmaci quali anestetici generali (flutano e alotano), antibiotici, antimicotici, antiosteoporotici, corticosteroidi, miorilassanti, opacizzanti radiologici e sostituti del sangue. C'è ovviamente fluoro anche in tutti i prodotti impiegati per la profilassi della carie. La differenza tra i fluoruri impiegati nei prodotti carioprotettivi rispetto agli altri farmaci è che nei primi essi sono disponibili da un punto di vista metabolico, mentre nei secondi, in virtù di legami più stabili con il farmaco, vengono eliminati con esso.

L'assorbimento del fluoro avviene principalmente nel tratto gastrointestinale, l'inalazione di polveri, gas o vapori ad alta concentrazione può favorire l'assorbimento attraverso le mucose respiratorie. Nel tratto gastrointestinale la diffusione dei fluoruri è del tutto

ALIMENTI	QUANTITÀ DI FLUORO PPM
tè	89 - 372,9
uva secca	233
vino	104 - 202
gamberi	201
caffè	90,7
aranciata	80,6
Coca Cola	57
pane	51
patate	49,4
carote	47,5
birra	44,2
riso	44,1
verdure	19 - 37,8
tonno	31
carne suina	15,9
yogurt	12
latte	8,5
frutta	2,2 - 7
uovo	4,8
burro	2,8

TAB. 1 Presenza di fluoro in differenti alimenti.

passiva attraverso le membrane delle cellule mucose, la percentuale di assorbimento è condizionata dallo stato solubile, insolubile o inerte del fluoro inorganico assunto, mentre quello legato al carbonio, principalmente nei farmaci, non viene metabolizzato. L'assorbimento dei fluoruri presenti nei liquidi è del 97% per l'acqua e leggermente inferiore per altre bevande quali il tè, la birra, i vini ed il latte, dove si aggira intorno all'85%. Negli alimenti solidi l'assorbimento si riduce al di sotto dell'80%, la presenza di Ca, Mg e Al, in virtù dell'affinità per tali elementi, può portare alla formazione di composti fluorurati a bassa solubilità. Fluoruri insolubili quali criolite, fluorite e polvere d'osso sono assorbiti intorno al 40%.

Nell'organismo il fluoro si distribuisce nella massa fluida, nei tessuti molli e nei tessuti duri. La concentrazione nel sangue è strettamente correlata alla quantità di fluoro assunta quotidianamente con la dieta, con picchi massimi di presenza dell'alogeno dopo un'ora dall'assunzione e ritorno alla norma dopo 4-8 ore. Mediamente si può ipotizzare una presenza di 0,04 ppm di fluoro se l'acqua potabile assunta ne contiene 1-2 ppm con valori proporzionalmente decrescenti in base alla riduzione della sua concentrazione nell'acqua, ci sono comunque delle ulteriori variabili legate alla massa plasmatica, alla diffusione nei tessuti duri, all'escrezione urinaria e, in misura minore, a quella sudorale e all'età. Il comportamento dinamico dei fluoruri nei

tessuti molli è analogo a quello nel plasma sanguigno, soltanto in organi più riccamente vascolarizzati quali la milza, le ghiandole surrenali ed i reni ed anche nei tendini possiamo rilevarne una concentrazione maggiore. Ben diverse sono le concentrazioni dei fluoruri nei tessuti duri dove si trovano circa l'85% di quelli presenti nell'organismo. Circa il 40% del fluoro assunto si accumula nei tessuti calcificati, ciò permette di stabilire una relazione lineare tra la concentrazione di fluoro assunta con l'acqua potabile e la sua concentrazione nei tessuti duri, anche se deve essere considerato che nei soggetti in fase evolutiva la ritenzione dell'alogeno è più marcata mentre nell'età più avanzata, per via dell'accumulo, aumenta la concentrazione. Quest'ultima, genericamente compresa tra 500 e 5000 ppm, diminuisce secondo l'ordine cemento-osso-dentina-smalto. L'inserimento del fluoro nel reticolo cristallino dei tessuti ossei e dentali si realizza con tutta probabilità in siti specifici nella struttura dei cristalli di idrossiapatite sia per incorporazione diretta durante la fase di calcificazione per nucleazione sia per scambio ionico reversibile in superficie una volta formati i cristalli. Riguardo ai tessuti dentali, i fluoruri hanno tre fasi distinte di fissazione: nel periodo di formazione del dente la fissazione avviene uniformemente su tutta la struttura reticolare, nel periodo di mineralizzazione essa avviene in maniera selettiva nelle zone in fase di mineralizzazione infine a mineralizzazione completata la fissazione del fluoro si limita solo agli strati più marginali. Il comportamento di smalto, dentina e cemento radicolare si differenzia in tali tre fasi. Durante il primo periodo della formazione lo smalto ha una scarsa fissazione dell'alogeno che si concentra prevalentemente negli strati superficiali, nella fase pre-eruttiva quando lo smalto non è ancora completamente mineralizzato gli ioni F si fissano molto più rapidamente che negli altri tessuti, a eruzione avvenuta la fissazione si verifica solo in superficie e solo per sostituzione ionica reversibile. Nella dentina troviamo una concentrazione di fluoro doppia o tripla rispetto allo smalto sia nel periodo di formazione che in quello della mineralizzazione, che nella dentina prosegue fin quando il tessuto pulpare rimane vitale. La distribuzione dell'alogeno non è però uniforme: tende ad accumularsi per sommazione negli strati più periferici anche se le concentrazioni maggiori si rilevano in prossimità del tessuto pulpare in virtù dell'apporto per via ematica di tale oligoelemento. Il cemento radicolare contiene le concentrazioni più elevate di fluoruri probabilmente in virtù della sua scarsa propensione a rimaneggiamenti strutturali dipendenti da stimoli esogeni ai quali invece sono sensibili gli altri due tessuti.

Analogamente alle ossa in caso di elevate assunzioni di fluoro con la dieta si ha un rallentamento nel processo di assorbimento e l'effetto della saturazione è parzialmente compensato nella dentina dal continuo rinnovamento tissutale mentre nello smalto, essendo minimo il processo di rimaneggiamento strutturale e localizzato solo nello strato superficiale, l'incorporazione avviene solo per scambio ionico. La presenza di fluoro nei tes-

suti è reversibile in dipendenza dell'apporto nel tempo, per cui in assenza di F nella dieta la sua deplezione nei tessuti dapprima decresce rapidamente, successivamente rallenta in virtù di un processo di sostituzione ionica di ritorno legato all'interscambio tra strutture mineralizzate e fluidi organici.

Nella placca batterica la presenza di fluoro è in concentrazione elevata fino a 40 ppm se l'acqua assunta ne contiene almeno 1 ppm, ciò è dovuto presumibilmente all'apporto dei fluoruri alimentari e salivari che con essa sono legati in maniera stabile, si stima che solo il 5% sia in forma ionica. La concentrazione di fluoro nella placenta, sebbene le opinioni non siano sempre concordanti, svolge un ruolo importante nella strutturazione dei tessuti calcificati nel feto. La placenta gioca un ruolo selettivo parziale nei confronti del fluoro: quando la quantità assunta è scarsa, presenta una concentrazione più bassa sia rispetto al sangue materno sia a quello fetale, quando la concentrazione è elevata la placenta assieme al sangue materno presenta una concentrazione più alta rispetto al sangue fetale. A riprova di ciò la placenta a termine della gestazione presenta aree di calcificazione che assorbono fluoro proteggendo il feto da un assorbimento eccessivo dell'alogeno.

L'escrezione del fluoro avviene principalmente attraverso le urine, le feci, il sudore e la saliva, può essere escreto anche se in minor misura attraverso il latte materno e le lacrime, la desquamazione delle cellule epidermiche o il ricambio dei capelli e delle unghie. Attraverso l'emuntorio renale viene escreto circa il 50% del fluoro assorbito entro un lasso di tempo che non supera le tre ore dall'ingestione. Con le feci viene escreto circa il 10% del fluoro assorbito nel tratto gastrointestinale, valore che può aumentare se nella dieta sono stati assunti composti a bassa solubilità. L'escrezione con la sudorazione è dipendente dalle condizioni ambientali: climi con temperature e livelli di umidità relativa elevati espongono gli individui a notevoli consumi di acqua e ad una maggiore intensità di sudorazione e ciò comporta conseguentemente l'escrezione anche del 40% di fluoro assunto, seppur nel periodo delle ore diurne. Per quanto attiene l'escrezione di fluoro con la saliva, non ci sono dati concordanti, seppur si ritenga che la concentrazione dell'alogeno sia simile a quella nel plasma. Va considerato comunque che la quota di fluoro escreto con la saliva può rientrare nel percorso metabolico con la deglutizione.

Nella strutturazione dei tessuti duri dentali il fluoro gioca un ruolo differente tra la fase pre-eruttiva e quella post-eruttiva: nella prima migliora la configurazione dell'idrossiapatite contribuendo a stabilizzarne la struttura grazie alla sua inserzione nel reticolo cristallino, nella seconda favorisce la formazione della fluoridrosiapatite negli strati superficiali per scambio ionico a vantaggio della risposta dello smalto alla deplezione di sali minerali in dipendenza del metabolismo glicidico. Un ruolo lo gioca anche nel biochimismo del biofilm orale sebbene non ci sia un orientamento univoco della ricerca, esso condiziona il metabolismo batterico ridu-

cendone l'attività proliferativa. Il fluoro, interagendo con la membrana batterica, limita l'assorbimento di zuccheri e l'acidificazione della superficie smaltosa successiva al loro metabolismo, riduce la glicolisi anaerobica dei batteri che ha come prodotto finale l'acido lattico che è il principale responsabile della dissoluzione dei prismi dello smalto. In virtù di queste caratteristiche è palese il suo ruolo attivo nei processi di remineralizzazione di piccole erosioni iniziali, prodromi di una lesione cariosa, grazie alla veicolazione della saliva ed alla sua ottimale concentrazione nella dieta alimentare.

Il fluoro può essere somministrato ad integrazione di quello presente nella dieta essenzialmente per via sistemica o topica. La prima ha come bersaglio gli elementi dentari in via di formazione ed è pertanto una metodica preventiva da attuarsi fino ai 15 anni anche se strategicamente è indispensabile fino a 6-7 anni a completamento della mineralizzazione di tutti i denti ad esclusione dei terzi molari la cui formazione coronale si completa appunto intorno ai 15 anni. Per via sistemica il fluoro può essere facilmente aggiunto ad alimenti quali il latte, il sale o l'acqua, oppure essere somministrato direttamente sotto forma di compresse. L'acqua potabile è il miglior veicolo per integrare il fluoro ed in molti paesi del mondo esso viene regolarmente addizionato in dosi pari a 0,5-1 ppm (equivalente a 1mg/l), secondo quanto consigliato dall'OMS. Questa metodica, sebbene abbia costi limitati e benefici ampiamente dimostrati, è difficilmente applicabile in Italia in considerazione delle caratteristiche idro-geologiche del territorio, con l'approvvigionamento idrico che si avvale di un elevato numero di pozzi che rende molto complessa la fluorizzazione delle acque potabili. Infatti, nel nostro paese questa metodica di fluorizzazione non è attuata e le acque potabili, salvo rare eccezioni, contengono fluoro in quantità insufficienti ad esercitare un'azione cariostatica. Anche l'aggiunta di fluoro al sale da cucina o al latte non ha trovato valido riscontro nel nostro paese, mentre in altri, come la Svizzera, viene effettuata ormai da molti anni. La somministrazione di fluoro mediante compresse rimane l'unica metodica percorribile su larga scala, anche se per la sua corretta attuazione è necessario avere la collaborazione dei genitori dei bambini, poiché salvo poche eccezioni non esistono programmi assistenziali che impegnino strutture scolastiche o sani-

tarie. Se un'attenta anamnesi avrà valutato correttamente anche le altre potenziali fonti di assunzione di fluoro oltre gli alimenti, quali gli strumenti per l'igiene orale, la posologia di assunzione per le compresse dipenderà dall'età del soggetto e dall'acqua bevuta (tab. 2).

L'assunzione delle compresse, affinché produca l'effetto cariostatico sopra descritto, deve essere costante per almeno i 9 mesi scolastici.

Sono state recentemente immesse sul mercato gomme da masticare contenenti 0,50 mg di NaF. Tale formulazione avrebbe il duplice vantaggio di apportare contemporaneamente fluoro per via sistemica e topica, grazie alle caratteristiche peculiari di tale veicolo, nonché di essere particolarmente gradito ai piccoli pazienti.

La somministrazione di fluoro per via topica può essere effettuata a qualunque età, poiché la sua efficacia non è vincolata al processo di mineralizzazione dei tessuti duri dentali ma ha l'obiettivo di promuovere i processi di remineralizzazione dello smalto e di inibire la crescita batterica e la produzione di acidi.

Le metodiche di fluoroprofilassi topiche sono molteplici e prevedono l'utilizzo di mezzi di somministrazione sia per uso domiciliare sia professionale. Fra i primi vanno annoverati i dentifrici e i colluttori mentre fra i secondi i gel, le soluzioni, la ionoforesi, le vernici, i dispositivi a rilascio controllato e i materiali da ricostruzione a rilascio di fluoro.

Ai dentifrici al fluoro ed alla loro diffusione negli ultimi decenni è da attribuirsi la principale riduzione della prevalenza di carie. La somministrazione di fluoro per via topica attraverso l'uso di paste dentifrice a basso contenuto di fluoro (500 ppm) è raccomandata dai 3 ai 6 anni, due volte al giorno. Dopo i 6 anni, l'uso di un dentifricio contenente almeno 1000 ppm di fluoro due volte al giorno. Anche l'uso di colluttori contenenti NaF dallo 0,05% allo 0,2% rappresenta una metodica di prevenzione domiciliare molto diffusa che ha dimostrato possedere un'efficacia in termini di riduzione della carie variabile fra il 30 ed il 40%.

I gel a base di fluoro per uso professionale sono in genere riservati ai pazienti con un elevato rischio di carie grazie alla base di amine fluorurate, un vettore organico dello ione fluoro che ha dimostrato essere dotato di un'elevata affinità per i tessuti mineralizzati. L'applicazione semestrale di tali preparati ha dimo-

ETÀ	CONCENTRAZIONE DI F NELLE ACQUE POTABILI < 0,3 PPM	CONCENTRAZIONE DI F NELLE ACQUE POTABILI 0,3 < PPM < 0,6	CONCENTRAZIONE DI F NELLE ACQUE POTABILI > 0,6 PPM
mamma da 3° mese di gestazione	1 mg	1 mg	0
0 - 6 mesi	0,25 mg	0	0
6 mesi - 3 anni	0,25 mg	0	0
3 - 6 anni	0,50 mg	0,25 mg	0

TAB. 2 Dosaggi per la somministrazione di fluoro (Kumar and Moss 2008).

SOSTANZE DENTIFRICIE	COMPONENTI
umettanti, conservanti e lubrificanti	acqua deionizzata, glicerolo, sorbitolo, sali dell'acido benzoico, polietilenglicole, glicerina
leganti e addensanti	alginati, silicati di alluminio, magnesio, esteri della cellulosa, carragenina
astringenti	sali di alluminio, solfato di potassio, acido tannico
abrasivi	fosfati di calcio, carbonati di calcio, silice, allumina
detergenti	sodio laurilsolfato, sali di ammonio quaternario, benzalconio cloruro, triclosan
aromatizzanti e coloranti	pigmenti vegetali, bergamotto, menta piperita, eugenolo
dolcificanti	sorbitolo, mannitolo, xilitolo
agenti medicamentosi	antisettici – clorexidina antibiotici – tirotricina antiflogistici – vitamina A e C fluoruri - fluoruro di sodio NaF, fluoruro di stagno SnF2 fluoruri amminici

TAB. 3 Sostanze che compongono un dentifricio.

to avere un'efficacia variabile fra il 20 ed il 60%.

Fra i più moderni veicoli di fluoroprofilassi topica vi sono i dispositivi a rilascio controllato, sistemi che fissati nel cavo orale sulla superficie di uno o più elementi dentari, consentono una somministrazione di fluoro ad alta frequenza di applicazione ed a bassa concentrazione, che garantiscono un'elevata concentrazione di fluoro nel cavo orale senza rischio di sovradosaggi. Da qualche anno vengono utilizzati nella pratica clinica, come materiali da ricostruzione, alcuni materiali a rilascio di fluoro (cementi vetro-ionomerici, compomeri) che si sono dimostrati di grande utilità nella ricostruzione di elementi decidui cariati, soprattutto in piccoli pazienti ad elevato rischio di carie.

6.1.2 Dentifricio

Il dentifricio è una sostanza di consistenza pastosa, gelificata o fluida che ha lo scopo di completare la detersione delle superfici dentarie; l'aroma, il colore, le proprietà sbiancanti, rivitalizzanti, rinfrescanti sono elementi che ne condizionano la scelta. Esso deve contenere costantemente il fluoro sotto forma di sale solubile; il tenore di fluoruro sodico e potassico del dentifricio deve risultare sufficientemente elevato (da 500 a 1000 ppm). Il dentifricio deve essere in grado di levigare le superfici dure del dente, deve lucidare le superfici dello smalto e prevenire la formazione di macchie, ma tutto questo senza danneggiare il dente. Il grado di abrasività viene identificato dalla sigla RDA, acronimo di Relative Dentin Abrasivity. Un valore di RDA troppo elevato (superiore a 200 RDA) può causare, nel tempo, danni a livello dello smalto, anche se l'abrasione è legata prevalentemente all'azione dello spazzolino ed alla tecnica di spazzolamento. Nella tabella 3 sono riportate le sostanze che compongono un dentifricio.

Gli umettanti sono utilizzati per mantenere il dentifricio nella sua ideale consistenza impedendo l'indurimento a contatto con l'aria, alcuni di loro, però, hanno bisogno di alcuni conservanti per prevenire la crescita microbi-

ca. Per prevenire la separazione degli ingredienti solidi da quelli liquidi, vengono utilizzati i leganti e gli addensanti. Gli astringenti svolgono un ruolo importante nella protezione delle superfici mucose formando su di esse una pellicola. Gli abrasivi integrano l'azione dello spazzolino nell'eliminazione della placca, rimuovono le macchie sulla superficie smaltata e contrastano l'adesione dei microrganismi; la forma delle particelle, la loro grandezza, durezza ed il legame con gli altri componenti del dentifricio ne condizionano l'efficacia. I detergenti sono utilizzati come agenti schiumogeni per emulsionare la saliva ed i residui alimentari, i tensioattivi per abbassare la tensione superficiale e favorire la penetrazione della pasta dentifricia nelle aree più nascoste del cavo orale. I coloranti, gli aromatizzanti e i dolcificanti hanno lo scopo di rendere gradevole l'applicazione del dentifricio grazie ad un aspetto cromatico ed un sapore ben accetto, evitando però il rischio, soprattutto nelle formulazioni per bambini, di utilizzarlo come alimento. Infine, allo scopo di ottenere risultati terapeutici o preventivi a vantaggio del cavo orale, nei dentifrici vengono aggiunti gli agenti medicamentosi, sostanze che svolgono un'azione batteriostatica e battericida sul biofilm orale e antiflogistica sui tessuti molli.

6.1.3 Collutorio

Il collutorio rappresenta un valido presidio nella terapia di tutte le patologie a carico dei tessuti duri e molli e nel mantenimento della salute nel cavo orale. Il suo impiego spazia dalla prevenzione e profilassi della carie dentale e delle parodontopatie al trattamento postoperatorio in chirurgia orale. In base alle differenti esigenze esistono in commercio prodotti con varie formulazioni appartenenti essenzialmente a tre categorie: i collutori antisettici, gli antinfiammatori e i cosmetici. Gli antisettici sono quelli che svolgono un ruolo essenziale nel controllo della placca batterica attraverso la gestione della flora microbica e coadiuvando l'azione dello spazzolamento meccanico. Veicolando il fluoro sulla

superficie dentale sono attivi nella profilassi delle lesioni cariose soprattutto in aree poco raggiungibili con gli strumenti meccanici. La clorexidina è il principale antisettico utilizzato: è una base forte, attiva contro batteri sia gram+ sia gram-, permane sulle superfici orali per diverse ore, inibisce la formazione della placca batterica ed è efficace nel controllo delle gengiviti e parodontiti. Se usata in maniera continua può creare pigmentazioni sulle superfici dentali e alterazioni nella percezione dei sapori. A seconda delle indicazioni si utilizza a concentrazioni tra 0,05 e 0,2%.

Altre sostanze utilizzate con attività antibatterica sono i sali di ammonio quaternario e il triclosan. I collutori antinfiammatori coadiuvano la terapia chirurgica orale nel mantenimento postoperatorio, ma sono anche impiegati nel controllo dei processi flogistici gengivali e parodontali, contro il dolore e l'edema per l'aumentata permeabilità vascolare. Nella loro composizione sono presenti farmaci quali la benzidamina, il flubiprofene, la nimesulide e il flumetasone. In alcune formulazioni possono essere presenti farmaci antivirali, quali il metisoprinolo, e fungicidi, quali il miconazolo, utili nel controllo di stomatiti come la candidosi.

Infine ci sono i collutori cosmetici quale aiuto nella rimozione dei residui alimentari, nel donare freschezza all'alito. Sono costituiti da olii essenziali che sono sostanze naturali estratte da fiori, foglie, semi e frutti. Il timolo, l'eucaliptolo, il mentolo e la betulla sono le sostanze più rappresentate. Non pigmentano i denti e favoriscono l'eliminazione della placca batterica. Spesso nella loro composizione sono presenti perossidi, perborati e borati che riducono l'adesività dei batteri alle superfici dentali e favoriscono la rimozione delle macchie superficiali. Il fluoro è una costante in tutti i tipi di collutori, in cui è presente a concentrazioni differenti sotto forma di fluoruro di sodio dallo 0,05 allo 0,2% o con amine fluorurate sia per trattamenti carioprofilattici domiciliari che per applicazioni professionali con concentrazioni fino all'1,25% per la remineralizzazione di decalcificazioni importanti. Sono disponibili anche collutori con presenza di sali di zinco quali cloruro, citrato e solfato di zinco per il trattamento dell'ipersensibilità dentinale grazie alla loro capacità di occludere i tubuli dentinali. Nella formulazione base di tutti i collutori sono presenti solventi, quali acqua, polialcoli, conservanti, quali l'alcol etilico e l'acido benzoico, e detergenti surfactanti, quali il sodio laurilsolfato. Ci sono sostanze astringenti come il solfato di zinco e la parte interna del catecù, albero della famiglia delle mimose, coloranti di origine vegetale e aromatizzanti rappresentati da mentolo, essenza di limone, menta piperita, eugenolo e dolcificanti come lo xilitolo, il sorbitolo, il mannitolo e la licasina.

6.1.4 Rivelatori di placca

Gli agenti rivelatori di placca indirizzano e coadiuvano l'azione di spazzolamento sulle superfici dentali. Permettono di individuare la presenza di placca batterica

e di controllarne l'avvenuta rimozione, sono quindi un fondamentale strumento nell'istruzione all'igiene orale soprattutto nei bambini. Sono in grado di visualizzare la posizione, l'estensione ed anche l'età della placca batterica in base alle specie microbiche più rappresentate. Nella loro composizione oltre ai coloranti vengono compresi solventi, diluenti ed edulcoranti e surfactanti. I coloranti sono rappresentati principalmente dall'eritrosina, l'indigotina, la lattoflavina, le clorofilla, i carotinoidi, gli antociani e le xantofille. Ognuna di queste sostanze assume una colorazione specifica che varia per estensione e caratteristiche cromatiche secondo la presenza e la qualità della placca batterica. Per quanto attiene alle altre sostanze che permettono di avere il prodotto disponibile in soluzione liquida o in compresse masticabili nonché stabile e ben conservato nel tempo sono pressoché sovrapponibili a quelle presenti nei collutori.

6.1.5 Spazzolino

Nelle manovre di igiene orale lo spazzolino svolge il ruolo più importante nella rimozione dei residui alimentari, la sua efficienza è strettamente dipendente dalla tecnica e dalle capacità operative di chi lo usa, nonché dalle sue caratteristiche merceologiche. Per quanto attiene alla tecnica di spazzolamento si rimanda a testi di igiene orale, mentre le caratteristiche merceologiche debbono soddisfare i seguenti requisiti: essere ergonomico, facile da pulire e decontaminare, resistente all'umidità, avere proprietà meccaniche adeguate ed un basso costo, dovendo essere sostituito di frequente. Si compone essenzialmente di un manico, un collo ed una testa lavorante. Le dimensioni variano secondo l'impiego tra pazienti bambini ed adulti (fig. 1).

Il manico presenta una lunghezza variabile tra 13 ed i 18 cm. È prodotto in polimeri termoplastici quali polimetilmetacrilato, polistirene, nylon e poliaccrilonitrile. Di fondamentale importanza è la sua sagomatura per favorire un'impugnatura adeguata ed una gestione precisa durante le manovre all'interno del cavo orale. Il collo permette di congiungere il manico alla testa lavorante e solitamente è composto dello stesso materiale del manico, ma di sezione e con un'inclinazione differente con un'adeguata flessibilità atta a garantire una pressione ottimale della testa lavorante sulle superfici dentali. La testa lavorante è la componente che presenta le maggiori differenze tra i prodotti disponibili in commercio. Le misure variano tra i 9 e i 12 mm in larghezza e i 18 e 33 mm in lunghezza con una difforme presenza di setole per numero e disposizione. La testa deve avere innanzitutto profili arrotondati con materiali morbidi per non irritare le mucose orali. Le setole sono rappresentate essenzialmente da filamenti di nylon 66 o 612 con sezioni variabili da 0,15 a 0,35 mm in base alla rigidità che si vuole ottenere tra morbidi e duri con livelli intermedi. Le punte debbono essere arrotondate e mantenere nel tempo questo pro-



FIG. 1 Testine spazzolini adulti e bambini.

filo per evitare di ledere i tessuti molli, non debbono trattenere l'umidità e debbono essere ben detergibili. La rispondenza, da parte delle setole in nylon, a tutti questi requisiti ha praticamente determinato il disuso delle setole naturali, del tasso o del maiale, che hanno punte acuminate ed un canale midollare interno che fa accumulare batteri, rendendone impossibile la detersione; anche la durata e la rigidità sono meno predicibili ed affidabili rispetto alle setole artificiali. La disposizione delle setole sulla testa lavorante caratterizza ogni prodotto in base al numero delle file di setole presenti, al loro numero per ogni ciuffo ed alle caratteristiche del piano pulente. Quest'ultimo può essere ondulato, a cupola oppure su due livelli. Le setole possono essere incrociate per favorire l'igiene anche in spazi interdentali, possono essere presenti sulla testa lavorante delle alette di gomma morbida per svolgere un'azione di massaggio sulle gengive e favorirne il trofismo. Sono disponibili teste lavoranti rivestite in argento 999 che, a contatto con l'acqua, libera ioni attivi che favoriscono la rimozione dei batteri residui tra le setole dopo il loro uso. Dagli anni '90, anche se i primi tentativi risalgono agli anni '60, sono disponibili e sono stati sempre più affinati gli spazzolini meccanici che attualmente, nelle versioni con le testine oscillanti, stando ai test strumentali superano in efficienza lo spazzolamento manuale. Sono dotati di una testina lavorante intercambiabile di circa 11 mm, su cui sono disposte le setole in ciuffi con numero, disposizione e piano pulente differenti secondo le case produttrici. Il moto della testina è di rotazione-oscillazione, in alcuni sono presenti anche pulsazioni in 3D fino a 40000 cicli al minuto. Nel manico è disposto il motore elettrico e le batterie ricaricabili con un peso ed ingombro che li rendono facilmente gestibili anche dai bambini, con il grande vantaggio che non è richiesta una metodica di spazzolamento: basta tenere la testina poggiata sulle superfici dentarie da detergere. Lo spazzolamento manuale con una tecnica appropriata può portare la punta delle setole a contatto con la placca per circa 60-70 volte al minuto su tre-quattro denti alla volta, mentre lo spazzolamento elettrico

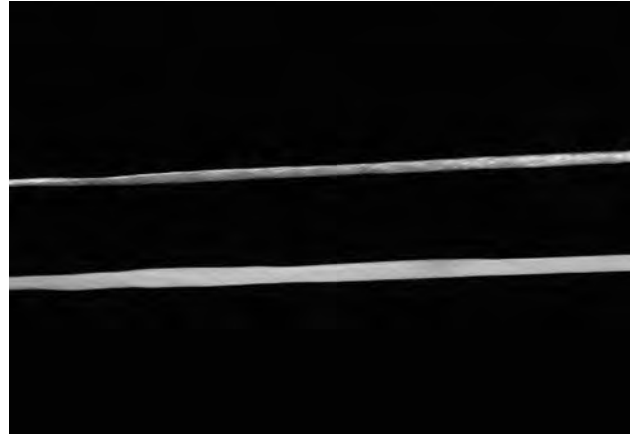


FIG. 2 Filo interdentale non cerato (superiore) e cerato.

garantisce su un dente alla volta migliaia di oscillazioni al minuto, la velocità dei filamenti e il fluido salivare creano un'onda dinamica con una forza disgregante della placca notevolmente superiore. I test clinici più attuali evidenziano che le potenzialità lesive sui tessuti parodontali di questi strumenti sono sovrapponibili allo spazzolamento manuale, diversamente da quanto avveniva per i primi modelli commercializzati.

6.1.6 Filo interdentale e scovolino

Nelle manovre di detersione delle superfici dentali il filo sostituisce l'azione dello spazzolino nella rimozione dei residui nelle aree interprossimali al di sotto dei punti di contatto interdentali, dove le setole degli spazzolini non riescono ad entrare. Il suo uso è necessario al pari dello spazzolino, esso è solitamente costituito da una serie di filamenti attorcigliati di sezione compresa tra i 30 e 40 micron che compongono un filamento di 0,3 - 0,7 mm. Il materiale impiegato per la sua costruzione è seta oppure nylon 66 o politetrafluoroetilene espanso (PTFE), il filo può essere avvolto da un sottile strato di cera che contribuisce a tenere uniti i filamenti in base ad un differente impiego clinico (fig. 2). Il filo cerato è indicato in soggetti con presenza di ricostruzioni conservative o protesiche oppure con frequente e cospicua presenza di tartaro, situazioni che evidenziano la presenza di debordamenti o piccole asperità che possono alterare il filo durante i movimenti di rimozione dei residui comportandone lo sfilacciamento con il deposito di ulteriori residui nelle aree interprossimali (fig. 2). Laddove non ci siano queste situazioni di compromissione anatomica, il filo non cerato è più efficiente perché, appiattendosi durante il passaggio nei punti interprossimali, aumenta l'area di detersione. Possono evidenziarsi anche altre condizioni anatomiche quali la presenza di intermedi protesici fissi, spazi interprossimali più ampi in cui è indicato l'uso di fili specificamente costituiti, sono pretagliati con un capo rigido plastificato ed una porzione di spugna di sezione mag-



FIG. 3 Scovolino interdentale cilindrico fine.

giore per meglio detergere queste aree più ampie. In alternativa si impiegano gli scovolini che sono costituiti da setole di nylon disposte circolarmente ad un unico filamento metallico che le blocca (fig. 3). Il filamento è lungo circa 10-12 mm, la sezione può essere cilindrica o tronco-conica con spessore compreso tra i 2 e i 3,5 mm. Il filamento con le setole, attraverso differenti sistematiche, è collegato ad un manico anatomico simile a quello degli spazzolini oppure ad un piccolo supporto da tenere con le dita.

6.1.7 Dolcificanti non zuccheri

Abbiamo precedentemente evidenziato il ruolo degli zuccheri nell'eziopatogenesi della carie, quale primario propellente nel metabolismo dei batteri del biofilm orale. La frequente assunzione di carboidrati fermentabili durante l'arco della giornata produce ripetuti abbassamenti del valore del pH della placca batterica, che favoriscono la demineralizzazione dei tessuti duri dentari, dando il via alla formazione della lesione cariosa. La relazione tra consumo di zuccheri e malattia cariosa nei paesi industrializzati per lungo tempo è stata ritenuta virtualmente lineare: più una popolazione consumava zuccheri, più elevata era la prevalenza della patologia cariosa. Recentemente la relazione sembra assumere una tendenza non più lineare per il ruolo protettivo del fluoro, che è in grado di ridurre il rischio di carie, anche in presenza di elevati e crescenti consumi di zuccheri che possono arrivare a 15 kg/pro capite/anno (45 g/die). Nell'apporto glicidico della dieta è necessario operare un distinguo tra quello indispensabile legato al consumo di pane, pasta, latte, verdura e frutta e quello voluttuario di bevande, dolci e altri alimenti non primari nel soddisfare le esigenze nutrizionali. La responsabilità del manifestarsi di processi erosivi dei tessuti duri o della malattia parodontale è legata principalmente al consumo voluttuario di sostanze edulcorate. Tale consumo, dietro il quale si nasconde l'appagamento di un desiderio, è difficilmente rimovibile in ogni

fascia di età, soprattutto nei bambini e negli adolescenti dove crea i danni maggiori e gli effetti più irreparabili, può essere controllato nei tempi di assunzione e nella cariogenicità delle sostanze edulcorate assunte. In virtù di quest'ultima considerazione sono disponibili in commercio differenti tipi di sostanze dolcificanti alternative al saccarosio che è lo zucchero naturale principalmente impiegato e maggiormente coinvolto nella genesi delle lesioni dento-parodontali. È utile ricordare che molti di questi edulcoranti sono stati messi a punto perché hanno un minor potere calorico che li rende necessari nelle diete di soggetti obesi o diabetici. Grazie allo sviluppo dell'industria chimica, sono disponibili una gran quantità di nuovi dolcificanti che per convenienza vengono classificati in base alla quantità impiegata. Ne esiste un gruppo di origine naturale che è utilizzato in quantità tale da essere considerato un alimento, hanno un potere calorico confrontabile con il saccarosio. I principali dolcificanti, appartenenti a questo gruppo, sono il mannitolo, lo sciroppo di glucosio, il maltitolo, il sorbitolo e lo xilitolo. In contrapposizione vi è un secondo gruppo di origine sintetica con potere dolcificante altissimo che rende questi prodotti utilizzabili in quantità modestissima; i più diffusi sono: aspartame, ciclamato, saccarina. Questi ultimi dovrebbero essere somministrati sotto controllo medico perché non sono scevri da controindicazioni. I dolcificanti naturali sono caratterizzati da una bassissima cariogenicità rispetto al saccarosio e derivano principalmente dalla frutta o dall'amido principale costituente di patate, riso, mais e grano (Lycasin, Malbit, Palatinit), oppure, come lo xilitolo, dal legno di betulla. Sono disponibili anche altri zuccheri, quali il sorbosio, il polidestrosio ed il coupling sugar, ipoacidogeni, quindi con minori possibilità di favorire il processo carioso, grazie ad un corredo enzimatico che riduce i processi di fermentazione ed acidificazione della placca batterica. L'aspartame è la combinazione di due aminoacidi, acido aspartico e fenilalanina, che presenta qualità organolettiche simili al saccarosio ma il cui potere dolcificante è 200 volte superiore. L'aspartame, essendo una proteina, fornisce un modesto apporto calorico (circa 4 Kcal/g) però, per la sua instabilità chimica, non può essere utilizzato nelle soluzioni acide o in alimenti sottoposti a cotture con elevate temperature. A dosi superiori a 30 mg/Kg può causare un aumento dei casi di cefalea. Sono state evidenziate, in numerosi studi clinici, possibili reattività crociate dell'aspartame con antibiotici quali i sulfamidici ed effetti collaterali in alcune malattie congenite quali la fenilchetonuria. Il ciclamato è il sale sodico o calcico dell'acido cicloesilsulfamidico, è impiegato da oltre 30 anni nella preparazione di cibi dietetici e soft drink. Il ciclamato presenta un potere calorico 50 volte superiore al saccarosio, ed è spesso associato alla saccarina per aumentarne il gusto. Ci sono studi che evidenziano una sua potenziale cancerogenicità, sebbene si pensi essere specifica solo delle cavie da laboratorio. È consigliato di non superare una dose giornaliera di 11 mg/kg. Può causare dermatite, prurito, eczema e fotosen-

sibilizzazione. La saccarina, sulfimide benzoica, ha un potere dolcificante 500 volte superiore al saccarosio. È una sostanza chimicamente stabile, quindi può essere impiegata in bevande e in cibi sottoposti a cottura. La sensibilità crociata tra saccarina e sulfamidici è nota, pertanto i soggetti allergici ai sulfamidici non dovrebbero utilizzarla. Nei bambini nutriti con latte dolcificato con saccarina sono stati segnalati alcuni casi di ipersensibilità e manifestazioni allergiche. È possibile che la saccarina possa promuovere tumori in presenza di altre sostanze carcinogene. È consigliabile non superare la dose di 2,5 mg/kg.

6.1.8 Sigillanti

I sigillanti rappresentano il cardine della prevenzione secondaria e sono una risorsa merceologica in grado di migliorare l'efficacia dell'igiene orale in aree della superficie dentale dove condizioni anatomiche sfavorevoli permettono il ristagno della placca batterica e dei residui alimentari. I solchi e le fessure dei molari e premolari, i margini cervicali di tutti gli elementi dentari ed i forami ciechi delle superfici linguali di incisivi e canini sono le zone dove è più facile che la demineralizzazione possa instaurarsi, soprattutto nei soggetti più esposti in virtù dell'età o della cariorecettività. Nei bambini e ragazzi di età compresa fra 5 e 17 anni, più dell'80% delle lesioni cariose si manifesta nelle irregolarità dello smalto situate sulla superficie masticante; il 74% dei solchi dei molari permanenti trattati con questa metodica preventiva si mantiene sano a distanza di 15 anni. Le resine sigillanti permettono di colmare queste anfrattuosità riducendo l'attaccamento della placca batterica e favorendo la sua rimozione attraverso lo spazzolamento. Sono materiali introdotti negli anni '60 che nel tempo hanno subito tutti gli affinamenti prestazionali delle resine composite in termini di forza di adesione, tensione superficiale e bagnabilità delle superfici smaltate nonché nella possibilità di rilascio di fluoro dove sono adesi. Si compongono di molecole di dimetacrilati, da quello messo a punto da Bowen (BIS-GMA) ai più recenti uretan-metacrilati, con l'aggiunta di vetrofluorosilicati, fluoruro di sodio e silice amorfa che raggiungono il 40% in peso al fine di migliorare la resistenza alle forze occlusali e la stabilità nel tempo, che può raggiungere e superare i tre anni, con riduzione dell'incidenza di carie tra il 30 e 60%. Non ci sono dati univoci per la variabilità dei fattori che determinano il risultato finale. Vengono utilizzati per sigillare i solchi e le depressioni anatomiche anche sistemi vetroionomerici che hanno come peculiarità la possibilità di cedere nel tempo ioni fluoro, così da rendere la superficie smaltata ancora più protetta dai processi di demineralizzazione. Sono composti da acido poliacrilico, acido itaconico, acido tartarico, vetro di fluoro e alluminosilicato. Hanno una reazione di presa di tipo acido-base e possono lavorare in campo umido, creando un'interazione ionica con il calcio e fosfato presenti sulla super-

ficie smaltata. L'aggiunta di catene laterali di polimeri metacrilici ha semplificato ed ottimizzato il loro processo applicativo attraverso i processi di polimerizzazione chimica e fisica attraverso la luce alogena. Le sigillature sono indicate per tutti i bambini. La loro efficacia nel prevenire la carie è massima se vengono applicate nei 2 anni successivi all'eruzione e la loro integrità va controllata ogni 6-12 mesi.

Bibliografia

- Adair SM. Evidence-based use of fluoride in contemporary pediatric dental practice. *Pediatr Dent.* 2006;28(2):133-42.
- Ahovuo-Saloranta A, Hiiri A, Nordblad A, Worthington H, Makela M. Pit and fissure sealants for preventing dental decay in the permanent teeth of children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev.* 2004 (3): CD001830.
- Axelsson S, Soder B, Nordenram G, Petersson LG, Dahlgren H, Norlund A, Kallestal C, Mejare I, Lingstrom P, Lagerlof F, Holm AK, Twetman S. - Effect of combined cariespreventive methods: a systematic review of controlled clinical trials. *Acta Odontol Scand.* 2004;62(3):163-9.
- Brambilla E, Felloni A, Gagliani M, Malerba A, Garcia-Godoy F, Strohmer L. Caries prevention during pregnancy: results of a 30-month study. *J Am Dent Assoc.* 1998 Jul;129(7):871-7.
- Beun S, Bailly C, Devaux J, mLeloup G. Rheological properties of flowable resin composites and pit and fissure sealants. *Dent. Mater.* 2008;24(4):548-55.
- Burt BA. The use of sorbitol- and xylitol-sweetened chewing gum in caries control. *J Am Dent Assoc.* 2006 Feb;137(2):190-6.
- Campus G, Cagetti MG, Solinas G, Sacco G, Majori S, Minelli L, Napoli C, Reali D., Castiglia P, Strohmer L. The Italian Study Group on Children Oral Health. - ECC (Early Childhood Caries) in Italy, pattern and severity. *Caries Res* 2007a; 41: 299-300.
- Campus G, Lumbau A, Sanna AM, Solinas G, Lugliè P, Castiglia P. Oral health condition in an Italian preschool population. *Eur J Paediatr Dent.* 2004 Jun;5(2):86-91.
- Goyal C, Sharma N, Qagush J, Cugini M, Thompson M, Warren P. Efficacy of a novel brush head in the comparison of two power toothbrushes on removal of plaque and naturally occurring extrinsic stain. *J Dent.* 2005 Jun;33S1:37-43.
- Hicks J. Glass ionomer pit and fissure sealant provides caries protection on occlusal surfaces. *J Evid Based Dent Pract.* 2007 Mar;7(1):12-3.
- Hiiri A, Ahovuo-Saloranta A, Nordblad A, Mäkelä M. Pit and fissure sealants versus fluoride varnishes for preventing dental decay in children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev.* 2006 Oct 18;(4):CD003067.
- Jenkins S, Addy M, Newcombe R. Evaluation of mouthrinse containing chlorhexidine and fluoride as an adjunct to oral hygiene. *J Clin Periodontol.* 1993 Jan;20(1):20-5.
- Jones S, Burt BA, Petersen PE, Lennon MA. The effective use of fluorides in public health. *Bull World Health Organ.* 2005;83(9):670-6.
- Kumar JV, Moss ME. Fluorides in dental public health programs. *Dent Clin North Am.* 2008 Apr;52(2):387-401.
- Lea S, Khan A, Patanwala H, Landini G, Walmsley A. The effects of load and toothpaste on powered toothbrush vibrations. *J Dent.* 2007 Apr;35(4):350-4.
- Maguire A, Rugg-Gunn J, Wright G. Adaptation of dental plaque to metabolise maltitol compared with other sweeteners. *J Dent.* 2000;28(1):51-59.
- Marci F, Giannoni M, Marci MC, Frascaria M. Prevenzione della carie. *Il Dentista Moderno* 1996;3:Dossier.
- Marinho VC, Higgins JP, Logan S, Sheiham A. Topical fluoride (toothpastes, mouthrinses, gels or varnishes) for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev.* 2003;(4):CD002782.
- Mejare I, Lingström P, Petersson LG, Holm AK, Twetman S, Kallestal C, Nordenram G, Lagerlöf F, Söder B, Norlund A, Axelsson S, Dahlgren H. Caries-preventive effect of fissure sealants: a systematic review. *Acta Odontol Scand.* 2003 Dec;61(6):321-30.

- Rock WP, Sabieha AM. The relationship between reported toothpaste usage in infancy and fluorosis of permanent incisors. *Br Dent J.* 1997 Sep 13;183(5):165-70.
- Sharma N, Qugish J, Galustians H, Goyal C, Cugini M, Thompson M, Warren P. Plaque removal efficacy of two electric toothbrushes with different brush head designs. *J Dent.* 2005;33(1):17-21.
- Simonsen RJ. Pit and fissure sealant: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):393-414.
- Topping G. The anticaries effects of low fluoride formulations of toothpaste may be different in caries-active and caries-inactive children. *J Evid Based Dent Pract.* 2009 Mar;9(1):30-1.
- Touger-Decker R, van Loveren C. Sugars and dental caries. *Am J Clin Nutr.* 2003;78(4):881S-892S.
- Twetman S, Axelsson S, Dahlgren H, Holm AK, Kallestal C, Lagerlof F, Lingstrom P, Mejare I, Nordenram G, Norlund A, Petersson LG, Soder B. Caries-preventive effect of fluoride toothpaste: a systematic review. *Acta Odontol Scand.* 2003;61(6):347-55.
- Van Loveren C. Sugar alcohols: what is the evidence for caries-preventive and cariostherapeutic effects? *Caries Res.* 2004 May-Jun;38(3):286-93.
- Warren PR. Development of an oscillating/rotating/pulsating toothbrush: The Oral-B professionalCare™ series. *J Dent.* 2005 Jun;33S1:1-9.
- Zero DT. Sugars - the arch criminal? *Caries Res.* 2004;38(3):277-85.

CAPITOLO 7

MATERIALI PER LA TERAPIA CONSERVATIVA

7.1 I cementi dentari e le loro numerose applicazioni

I cementi dentari, nati attorno al 1850 come materiali da otturazione, sono ancora oggi tra i materiali maggiormente usati nella pratica odontoiatrica.

Infatti, anche se oggi sono stati sostituiti quasi totalmente come materiali da otturazione definitiva, sono ancora ampiamente utilizzati in odontoiatria conservativa, quali cementi da sottofondo per isolamento di cavità, per otturazioni provvisorie e per otturazione dei canali radicolari in endodonzia, da soli o insieme alla guttaperca.

7.1.2 Cementi da sottofondo e per otturazione

I cementi da sottofondo e per otturazione (fig.1) devono possedere alcune proprietà di base quali:

- › biocompatibilità;
- › compatibilità con il materiale da otturazione posto a contatto;
- › batteriostaticità;
- › radiopacità;
- › elevata resistenza alla compressione;
- › potere isolante termico, chimico ed elettrico;
- › indurimento sufficientemente rapido per procedere all'otturazione con altro materiale;
- › bassa solubilità.



FIG. 1 Esempi di cementi da sottofondo e per otturazioni provvisorie a base di ossido di zinco ed eugenolo, ossisolfato di zinco, vetroionomeri, in formulazioni pronte per l'uso o da miscelare al momento dell'impiego.

7.1.3 Cementi endodontici

I cementi endodontici (figg. 2), oltre alle proprietà sopra indicate:

- › devono fornire un buon sigillo, sia lungo le pareti sia all'apice del canale radicolare;
- › devono essere radiopachi;
- › non devono indurire istantaneamente in presenza dell'umidità del canale radicolare.



FIGG. 2 Cementi endodontici a base di ossido di zinco ed eugenolo; possono essere modificati dai produttori con l'aggiunta di resine e sali di metalli pesanti.

7.1.4 Cementi da fissaggio per protesi, intarsi e bande ortodontiche

I cementi da fissaggio per protesi, intarsi e bande ortodontiche (figg. 3) devono possedere:

- › biocompatibilità;
- › bassa viscosità;
- › pseudo plasticità;
- › potere isolante termico, chimico ed elettrico;
- › elevata resistenza alla compressione e alla trazione;
- › bassa solubilità.



FIGG. 3 Cementi vetroionomerici e cementi rinforzati con resine composite.



FIGG. 4
Differenti tipi di
confezionamento:
liquido-polvere e
pasta-pasta.

La classificazione dei cementi dentari non si riferisce all'uso, ma alla natura chimica di uno o di entrambi i componenti che ne caratterizzano la reazione di presa. Si considerano (da Anastasia e Calderari, modificato):

- › cementi all'ossido di zinco-eugenolo (ZOE) e all'ossido di zinco modificati (EBA);
- › cementi a base di acido fosforico;
- › cementi a base di acidi polialchenoici;
- › cementi compositi.

7.1.5 Cementi all'ossido di zinco-eugenolo (ZOE)

I cementi all'ossido di zinco-eugenolo (ZOE) (figg. 4) comprendono un ampio gruppo di formulazioni caratterizzate da due componenti principali: l'ossido di zinco e l'eugenolo, di cui esistono formulazioni liquido-polvere e formulazioni a due paste.

Componenti

- › Polvere:
 - zinco = 90% componente basico debole
 - magnesio = 9% riempimento solido
 - acetato zinco = 1-5% catalizzatore accelerante
- › Liquido:
 - eugenolo = 95% componente acido debole
 - olio di oliva = 5% modulatore della viscosità

Uso

Sono usati come fondini cavitari, in cavità profonde, sotto restauri di amalgama, a protezione dell'idrossido di calcio o come isolanti sotto fosfato di zinco. Non possono essere invece usati sotto i materiali da otturazione a base di resine composite in quanto ne inibiscono la polimerizzazione e ne variano il colore.

Essi sono in grado di garantire una efficace barriera termica sotto i restauri metallici.

Metodo di applicazione

- › Si pone tutta la polvere ritenuta necessaria per preparare il cemento su una piastra di vetro ed accanto ad essa il liquido.
- › Si divide in piccoli mucchietti la polvere.
- › Si impasta la polvere poco alla volta usando i mucchietti e disperdendo l'impasto sulla piastra di vetro con movimenti rotatori.
- › Il cemento assume un aspetto filamentoso caratteristico e può essere posto con un puntale.

Quando un cemento ZOE è utilizzato come sottofondo bisogna assicurarsi che lo strato resti intatto durante l'apposizione del materiale da otturazione e non subisca alcuno scorrimento.

La validità clinica di un cemento da sottofondo dipende anche da molti fattori:

- › tecniche operative corrette nella preparazione della cavità: geometria e pareti ritenive valide;
- › spessore e grado d'indurimento raggiunto quando si sovrappone il materiale da otturazione;
- › pressione esercitata per l'apposizione del materiale da otturazione adeguata alla resistenza alla compressione del cemento da sottofondo.

7.1.6 Cementi a base di acido fosforico

Sono cementi la cui reazione di presa coinvolge l'acido fosforico e uno o più ossidi basici. Si distinguono in tre tipi:

- › cementi al fosfato di zinco;
- › cementi al silicato;
- › cementi silicofosfatici.

Solo quelli al fosfato di zinco sono usati anche come cementi da sottofondo, in grado di garantire una buona barriera termica; gli altri due non sono cementi da sottofondo ma hanno avuto solo un uso ristretto all'otturazione di denti decidui anteriori, in virtù delle loro proprietà anticariogene, ed attualmente sono stati sostituiti da materiali compositi, migliori per estetica e resistenza.

7.1.6.1 Cementi al fosfato di zinco

I cementi al fosfato di zinco sono tra i più antichi d'uso odontoiatrico, hanno una composizione tipica che mostra l'ossido di zinco nella polvere e l'acido fosforico nel liquido come principali componenti responsabili della presa di cemento.

La reazione di presa è una salificazione che si verifica tra l'ossido di zinco e l'acido fosforico ed è fortemente esotermica come tutte le reazioni acido-base che sviluppano il calore di neutralizzazione.

In genere si usano rapporti polvere-liquido diversi, a seconda dell'uso che si intende fare del cemento per preparare:

- › fondini di cavità, con consistenza tipo mastice;
- › cementazioni, con consistenza più scorrevole e fluida.

Si usano come fondini di cavità piccole e medie sotto otturazioni in amalgama, per cementazione di intarsi, corone e per fissare bande ortodontiche.

7.1.6.2 Cementi al fosfato di zinco modificati

Esistono anche cementi al fosfato di zinco modificati in cui parte dei componenti delle polveri sono sostituiti da altri componenti, per aumentare la cario-resistenza:

- › cementi al fluoro;
- › cementi al rame;
- › cementi all'idrogeno fosfato.

Uso

- › Cementi da otturazione di denti decidui su bambini che praticano una scarsa igiene orale e alimentare.
- › Per otturazioni di denti decidui in pedodonzia, quando non si può asportare tutta la dentina infetta.

7.1.6.3 Cementi al silicato

I cementi al silicato sono stati introdotti all'inizio del 1900 come materiali da restauro estetico e sono stati utilizzati a tale scopo per quasi tre quarti di secolo, nei più apprezzati e utili cementi vetroionomerici.

Non sono più usati come fondini di cavità e oggi il loro uso è ristretto all'otturazione di denti decidui nei casi in cui è necessario avvalersi della loro favorevole azione anticariogena.

Essi sono però attaccati dai liquidi orali e sono degradati in tempi relativamente brevi e si ritrovano con difficoltà in commercio perché sostituiti dai più recenti cementi vetroionomerici.

7.1.6.4 Cementi silicofosfatici

I cementi silicofosfatici sono un ibrido tra i cementi al fosfato di zinco e quelli al silicato.

Infatti si ottengono sostituendo nella formulazione dei cementi al fosfato di zinco parte dell'ossido di zinco con gli alluminosilicati che compongono la polvere dei cementi al silicato.

Uso

- › Cementazione di corone di porcellana.
- › Cementazione di bande ortodontiche.
- › Otturazioni di denti decidui in pedodonzia.
- › Fissaggio di protesi fisse.

Così come per i cementi ai silicati, anche per quelli silicofosfatici sono sorti dubbi sulla biocompatibilità per la polpa dentaria e si ritrovano con difficoltà in commercio poiché sostituiti da cementi ionomerici o da altri cementi.

7.1.7 Cementi a base di acidi polialchenoici

I cementi a base di acidi polialchenoici hanno in comune il fatto di far presa grazie all'azione di un acido organico con ossido di zinco o con un alluminosilicato.

Se ne distinguono due tipi:

- › i cementi policarbossilati;
- › i cementi vetroionomerici.

7.1.7.1 Cementi policarbossilati

Sono i primi cementi formulati con l'intento di stabilire un'adesione chimica del materiale da restauro alle strutture dentali.

La loro reazione di presa comporta nella dissoluzione in acqua delle catene di acido e degli ossidi, in modo che i sali policarbossilici di zinco precipitino formando una matrice organica che intrappola parte della polvere.

Caratteristiche importanti sono la capacità di formare un legame chimico con lo smalto e la dentina legando ioni positivi bivalenti di calcio con i gruppi acidi contenuti nelle catene dell'acido poliacrilico. Tuttavia vi è difficoltà a renderli in spessori molto sottili, importanti nell'impiego in protesi fissa.

Metodo di applicazione

Occorre impastare la polvere con il liquido o con acqua mediante l'uso di spatole non metalliche, in quanto sono in grado di formare legami forti con l'acciaio inossidabile, deboli legami con l'oro e legami molto deboli con la porcellana.

Caratteristiche

- › Solubilità maggiore di quella dei cementi al fosfato di zinco.
- › Buone resistenze alla trazione e alla compressione.
- › Acidità.
- › Non irritanti per i tessuti pulpari.
- › Buona biocompatibilità.

Uso

- › Per sottofondi di cavità per le buone proprietà isolanti, termiche e chimiche.
- › Cementazione di protesi fisse e di bande ortodontiche.



FIG. 5 Cementi vetroionomerici.

7.1.7.2 Cementi vetroionomerici

Attualmente sono molto usati, disponibili con diverse consistenze e viscosità, a seconda dello scopo di impiego, che spazia dai liner ai sottofondi, dalle otturazioni provvisorie e definitive al fissaggio di manufatti protesici e bande ortodontiche (fig. 5).

Oltre all'acido poliacrilico, i tre costituenti fondamentali dei cementi vetroionomerici sono la silice, l'allumina e la fluorite; ad essi si associano altri componenti atti a migliorare le caratteristiche di lavorabilità del cemento. Nel processo produttivo, silice, allumina e fluorite vengono fuse insieme e formano un materiale vetroso che viene macinato in polvere sottile, costituendo la parte solida delle formulazioni in commercio. La parte liquida è composta da una soluzione di acido policarbossilico, da solo o con l'aggiunta di acido itaconico o acido maleico.

La reazione di presa avviene quando la polvere viene mescolata rapidamente con il liquido, ed è sostanzialmente una reazione acido-base fra l'acido ed il vetro alluminosilicato, con formazione di legami crociati fra i gruppi carbossilici e gli ioni Al^{++} , Ca^{++} , Na^{++} che si liberano dal vetro. In questa fase, i cementi vetroionomerici hanno la possibilità di legarsi chimicamente allo smalto ed anche alla dentina, sia con legame agli ioni calcio dell'idrossiapatite, sia formando dei sali di ammonio con i gruppi amminici del collagene dentinale.

La biocompatibilità, secondo alcuni autori, sarebbe garantita dall'alto peso molecolare dell'acido policarbossilico, che ne impedirebbe il passaggio attraverso i tubuli dentinali. Inoltre, alcuni di essi hanno la capacità di rilasciare fluoro in forma ionica, caratteristica ritenuta utile per la prevenzione della carie.

Una categoria particolare di questi materiali è rappresentata dai cementi vetroionomerici addizionati di resine composite, detti appunto compomeri. Essi uniscono le buone caratteristiche dei cementi vetroionomerici (adesione ai tessuti duri, fluorodisponibilità, biocompatibilità), alle positive caratteristiche dei materiali compositi (buona estetica, ridotta solubilità, resistenza alla compressione). Pertanto tali prodotti sono in fase di grande sviluppo e attirano l'interesse dei clinici.

Uso

- › Liner e sottofondi.
- › Restauri conservativi.
- › Fissaggio per protesi.
- › Fissaggio di bande ortodontiche.

7.1.8 Cementi compositi

Il grande sviluppo che ha interessato negli ultimi anni gli adesivi smalto dentinali ed i materiali compositi ha permesso la messa a punto di cementi compositi a base resinosa, sempre più utilizzati per la cementazione di restauri protesici e apparecchiature ortodontiche fisse.

Concettualmente questi materiali non differiscono di molto, se non per la fluidità e la capacità di essere ridotti in spessore sottile, dai materiali compositi da restaurazione dai quali derivano, e per le caratteristiche dei quali si rimanda al relativo capitolo. Infatti sono stati sviluppati inizialmente per la necessità di trovare cementi idonei alla fissazione di manufatti protesici prodotti con soli materiali estetici, privi di armatura metallica, quali corone, faccette, intarsi in sola ceramica, policarbonato o composito, consentendone valida e duratura ritenzione allo smalto ed alla dentina, senza alterarne il colore e la traslucenza.

Caratteristiche

I cementi compositi (figg. 6) devono possedere alcune proprietà di base quali:

- › biocompatibilità;
- › adesività nei confronti della dentina e dello smalto;
- › adesività nei confronti dei materiali da restaurazione protesica;
- › radiopacità;



FIGG. 6 Cementi compositi con relativi primer e adesivi.

- › elevata resistenza alla compressione e resistenza alla trazione;
- › potere isolante termico, chimico ed elettrico;
- › fluidità e capacità di essere ridotti in spessore minimo;
- › indurimento non troppo rapido per procedere al corretto posizionamento del manufatto protesico o ortodontico;
- › bassa solubilità.

La reazione di indurimento è una polimerizzazione, in tutto simile a quella degli altri materiali compositi. E pertanto può essere avviata per via chimica con la miscelazione della pasta base con un catalizzatore, oppure per via fisica, con l'esposizione ad una luce visibile blu di lunghezza d'onda corrispondente a 420-450 nanometri. Esiste anche la possibilità di una polimerizzazione di tipo duale, che prevede la coesistenza dei due tipi precedenti, per un ottimale utilizzo clinico.

In commercio sono disponibili cementi compositi con diverse forme di confezionamento. Per quelli a polimerizzazione chimica si va dall'abbinamento di vasetti contenenti il monomero in polvere e flaconcini contenenti l'indurente liquido, oppure a due vasetti contenenti le differenti paste di consistenza cremosa, da miscelare su apposito blocco da impasto con fogli monouso. In alternativa sono disponibili dispositivi consistenti in due siringhe appaiate e precaricate dalle quali è estruso in pari quantità il materiale che defluisce all'interno di un beccuccio plastico contenente una doppia elica che provvede alla automatica miscelazione, senza il rischio di inclusione di bolle d'aria.

Così come per i materiali compositi, i cementi compositi sono disponibili in numerose colorazioni e sfumature per permettere la soddisfazione delle necessità estetiche.

7.2 Amalgama

7.2.1 Introduzione

Il termine "amalgama" deriva dal greco *málagma* (= impasto tenero), *malásson* (= io rammollisco), che per mediazione araba è stato deformato dal latino medievale in *amálgame*, termine usato in alchimia. Oggi tale termine indica la miscela di mercurio con uno o più elementi, quasi sempre metalli.

Nel 1833 i fratelli Crawcour introdussero in America un materiale da otturazione definito "Royal mineral succedaneum", composto da mercurio e da limatura di monete d'argento, che si rivelò un totale insuccesso. Anche se l'utilizzo clinico ne fu ostacolato, gli studi sul materiale continuarono sia in America che in Europa, fino al 1895, anno in cui G.V. Black pubblicò la prima edizione della sua fondamentale opera descrivendo un amalgama con proprietà fisiche e meccaniche superiori determinandone la rapida diffusione e sancendone l'utilizzo routinario nella pratica odontoiatrica.

Ad oggi il continuo miglioramento delle resine compositi ha fatto sì che queste sostituissero l'amalgama d'argento quale materiale maggiormente utilizzato per il restauro diretto di tutti gli elementi, sia nei settori anteriori che latero-posteriori. Comunque i fattori fondamentali che fanno sì che questo materiale non sia stato completamente abbandonato sono l'economicità e la semplicità d'uso, come anche la buona resistenza alla compressione ed all'abrasione nonché il buon adattamento marginale anche in condizioni operative di umidità.

7.2.2 Metallurgia

7.2.2.1 Definizione di amalgama

Per definizione l'amalgama è una lega derivante dalla reazione tra il mercurio (metallo che a temperatura ambiente si trova allo stato liquido) ed uno o più metalli in polvere.

L'amalgama dentale è una lega multifasica derivata dalla reazione tra il mercurio ed una lega in polvere contenente più metalli, tra i quali sicuramente argento, stagno e rame. Mediante un processo meccanico detto di "triturazione", i vari componenti vengono miscelati tra loro dando origine ad un prodotto di consistenza plastica, levigato e modellabile, tale da permetterne, con la "condensazione", l'inserimento in cavità dentali precedentemente preparate. La lega si trova inizialmente in una fase plastica, in cui può essere condensata ed adattata alla forma della cavità dopo opportuna "modellazione" che restituisce all'elemento la forma anatomica originale; dopo un certo tempo si indurisce, formando una restaurazione metallica stabile.

7.2.2.2 Elementi costituenti e composizione dell'amalgama

Le formulazioni delle leghe per amalgama hanno subito negli anni diverse variazioni con lo scopo di migliorarne le caratteristiche fisiche. L'American Dental Association (ADA) con la Specifica n. 1 nel 1928 stabilì i requisiti e le norme per gli amalgami dentali e le composizioni in peso percentuale degli elementi costituenti la lega d'amalgama (che non si discostavano molto dalla lega messa a punto da Black): argento almeno 65%, stagno fino al 29%, rame fino al 6%, mercurio non più del 3%.

- › Il **mercurio** (Hg), per essere utilizzato nelle leghe di amalgami dentali, deve essere purissimo (99,999%) e possedere determinati requisiti merceologici che sono stati codificati dall'ADA nella Specifica n. 6:
 - deve avere una superficie lucente e brillante, priva di pellicola opaca e scorie superficiali (segno d'inquinamento da metalli vili);
 - deve avere un residuo non volatile minore dello 0,02%.

Il test di purezza proposto dall'ADA è in grado di rilevare la presenza di altri metalli fino ad una concentrazione dello 0,001%. Solitamente il mercurio con

tali caratteristiche viene prodotto industrialmente e sottoposto a triplice distillazione.

- › **L'argento (Ag)** rappresenta il componente principale della lega per amalgama. Nelle moderne formulazioni il suo peso percentuale può arrivare fino al 70%. Aumenta la resistenza meccanica e l'espansione di presa, diminuisce lo scorrimento e dà maggiore stabilità al restauro, oltre ad aumentare la resistenza all'ossidazione.
- › Il **rame (Cu)** rappresenta l'elemento che ha subito maggiori variazioni in peso percentuale nel corso degli anni, in base al quale gli amalgami dentali possono essere classificati in "a basso contenuto di rame" e in "ad alto contenuto di rame". I primi, chiamati anche "convenzionali", riconoscono un contenuto in peso percentuale fino al 6%; i secondi invece hanno una percentuale superiore al 6% fino al 30%. Il progressivo aumento della concentrazione del rame ha notevolmente migliorato le proprietà fisico-chimiche del materiale negli amalgami di nuova generazione rispetto a quelli convenzionali. Il rame permette una migliore stabilità dimensionale, aumenta la resistenza e la durezza del restauro e limita l'ossidazione, riducendo lo scorrimento.
- › Lo **stagno (Sn)** facilita l'amalgamazione reagendo rapidamente con il mercurio, riduce l'espansione di presa, la durezza, la resistenza e la velocità di presa, aumenta lo scorrimento.
- › Lo **zinco**, qualora la reazione di condensazione avvenga in ambiente umido, aumenta la corrosione, ne determina l'espansione (ritardata) ma riduce l'ossidazione. Inoltre, considerando il contenuto di tale metallo, le leghe possono classificarsi in "contenenti zinco" per concentrazioni maggiori di 0,01% e "zinc free" per concentrazioni inferiori allo 0,01%.
- › **Oro, platino, palladio ed indio** possono essere presenti in percentuali inferiori al 2%.

7.2.2.3 Morfologia delle particelle

Le leghe per amalgama commerciali si possono differenziare per la morfologia delle particelle: forma e dimensione condizionano le caratteristiche chimiche e di manipolazione del materiale. Le particelle costitutive possono presentarsi in quattro forme ed essere quindi distinte in: trucioli, sferiche, sferoidali e miste.

- › **Trucioli o limature.** Il processo di lavorazione industriale prevede la fusione dei componenti della lega in ambiente gassoso (si utilizzano gas inerti quali argon od elio) per evitare che la lega stessa si possa inquinare con la formazione di ossidi. La lega liquida viene quindi colata e raffreddata lentamente in forma di lingotti, che subiscono un nuovo processo termico a 400 °C circa per 6-10 ore, chiamato ricottura di omogeneizzazione. Fatti raffreddare, i lingotti vengono truciolati al tornio e la limatura così ottenuta viene setacciata ed ulteriormente ridotta in particelle più piccole tramite macinazione

dei trucioli. Un nuovo trattamento termico a 100 °C per 1-6 ore, detto di invecchiamento, permette di eliminare le tensioni interne delle particelle accumulatesi a seguito dei precedenti processi meccanici e di controllare così la velocità di indurimento dell'amalgama che risulta proporzionale alle tensioni interne. Il decapaggio chimico conclude il processo. I trucioli così ottenuti possono essere divisi in:

- *micro cut* con dimensioni fino a 15 μm ;
- *fine cut* con dimensioni fino a 35 μm circa.
- › **Particelle sferiche o sferoidali.** Il processo di lavorazione industriale prevede che la lega fusa venga nebulizzata a pressione in ambiente freddo con atmosfera di gas inerte. Tale procedimento determina la precipitazione della lega fusa in particelle sferiche con dimensioni da pochi micrometri (ca 15 μm) fino a 100 μm che solidificano prima di raggiungere il fondo del recipiente. Qualora le particelle si formino toccando le pareti del recipiente o il processo di nebulizzazione venga eseguito in ambiente acquoso, si avrà la formazione di particelle sferoidali con dimensioni lievemente superiori a quelle sferiche. Le particelle sferiche o sferoidali ottenute subiranno infine un trattamento termico di invecchiamento. Rispetto alle particelle in trucioli, quelle sferiche richiedono meno mercurio per la reazione di amalgamazione (qualora le dimensioni non scendano sotto i 15 μm , nel qual caso la quantità di mercurio per bagnare la superficie totale delle particelle aumenterebbe considerevolmente); inoltre conferiscono maggiore plasticità alla condensazione finale.
- › **Particelle miste.** Le leghe a particelle miste sono ottenute dalla miscelazione di particelle in trucioli con le particelle sferiche o sferoidali.

7.2.2.4 Stati di aggregazione (FASI) dei componenti dell'amalgama

Il processo di lavorazione industriale prevede la fusione dei componenti della lega che reagiscono tra loro aggregandosi e formando nuovi prodotti, quali composti intermetallici o miscugli eutettici.

- › **Leghe eutettiche.** Sono formate da metalli solubili allo stato liquido, ma non, o solo parzialmente, allo stato solido, separandosi formando cristalli distinti.
- › **Leghe peritettiche.** Sono formate da metalli solubili allo stato liquido che durante il raffreddamento formano una fase intermedia partendo da una fase solida e da una liquida. Le soluzioni solide formate da metalli solubili allo stato liquido che durante la solidificazione formano composti definiti con nuovo reticolo cristallino si definiscono **composti intermetallici**.

Il sistema binario Ag-Sn produce una lega binaria peritettica in cui il composto intermetallico **Ag₂Sn** chiamato fase (γ) compare a temperature inferiori a 480 °C e per concentrazioni di stagno di circa 26%.

Il sistema binario Cu-Sn produce due composti intermetallici chiamati fase (ϵ) e fase (η^1). La fase (ϵ), con formula Cu_3Sn , compare a temperature inferiori 670 °C e per concentrazioni di stagno tra circa 37% e 38%, mentre la fase (η^1), con formula Cu_6Sn_5 , compare a temperature inferiori a 185 °C e per concentrazioni di stagno tra circa 60% e 61%.

Nel sistema argento-rame, l'eutettico Ag-Cu compare a temperature inferiori 780 °C e per concentrazioni di Ag di 71,9% e di Cu di 28,1%.

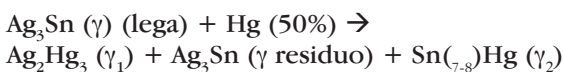
La lega che contiene Ag, Sn, Cu forma particelle di fase (γ) che vanno a costituire la matrice intorno alla quale, con l'aggiunta di mercurio, avverranno le successive reazioni di indurimento. Tale reazione di indurimento viene definita di "amalgamazione" e produce un materiale in cui i residui delle particelle della lega originale sono immersi in una matrice di prodotti di reazione appena formati.

7.2.2.5 Amalgamazione

Durante il processo di miscelazione si porta a contatto il mercurio con le particelle della lega per formare, tramite una reazione di indurimento, l'amalgama.

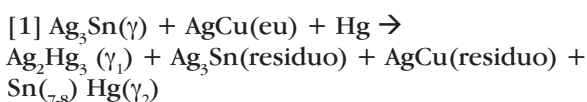
Da questa reazione si formano due nuovi composti intermetallici chiamati fase (γ_1) con formula Ag_2Hg_3 , a struttura cristallina cubica, e fase (γ_2) con formula $\text{Sn}_{(7,8)}\text{Hg}$, a struttura cristallina esagonale. Poiché le particelle di fase (γ) della lega sono in eccesso rispetto al mercurio, parte di esse rimarranno, senza reagire, intrappolate nel reticolo formato dalle fasi (γ_1) e (γ_2).

La reazione può essere schematizzata con la seguente formula:

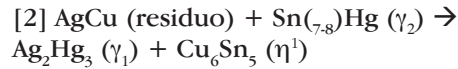


Poiché Ag e Hg possiedono un'alta affinità, dapprima si avrà la diffusione di atomi di argento nel mercurio con la formazione fase (γ_1); in seguito o per diffusione di atomi di stagno nel mercurio o direttamente sulle particelle di lega si formerà la fase (γ_2).

La reazione appena descritta avviene per amalgami convenzionali (di prima generazione) costituiti da leghe sia in trucioli o particelle con una bassa percentuale di rame. L'aggiunta di percentuali crescenti di rame (sotto forma di eutettico) negli amalgami di nuova generazione ha portato a modifiche sostanziali nel comportamento chimico e clinico dell'amalgama.

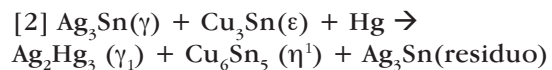
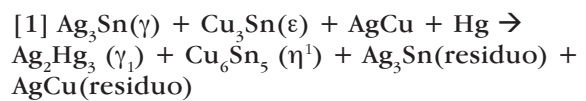


Come è evidente la prima parte della reazione non si discosta molto da quella per gli amalgami convenzionali. A seconda della quantità di eutettico in eccesso, si ha una seconda reazione che porta alla riduzione della fase (γ_2):



Nelle leghe convenzionali modificate con percentuali di rame compreso tra il 6 ed il 9% la seconda reazione avviene in maniera parziale con permanenza della fase (γ_2). Quando le percentuali di rame nella lega arrivano fino al 30%, lo stagno viene completamente sottratto alla reazione con Hg, per cui si ha la scomparsa della fase (γ_2) e tali amalgami vengono per questo chiamati **non- (γ_2)** .

La reazione può essere schematizzata con la formula [1] nel caso di leghe a fase dispersa contenenti eutettico o la formula [2] in caso di leghe monocomposizionali a fase singola.



7.2.2.6 Classificazioni

Diverse sono le classificazioni degli amalgami d'argento proposte nel tempo dai vari autori. Le migliori classificazioni derivano dalla considerazione sia della composizione della lega sia della morfologia delle particelle che la compongono.

Tali classificazioni sono state proposte da Duke et al. nel 1982, da Baume et al. nel 1985, da Pierleoni et al. nel 1986 e da Anderlini nel 1994 per le quali si rimanda ai relativi testi.

Essi hanno classificato gli amalgami tenendo conto della composizione della lega e della forma delle particelle. Una classificazione basata su questi parametri è quella che include la maggior parte dei prodotti esistenti in commercio.

► **Amalgami convenzionali.** Sono amalgami di prima generazione costituiti da trucioli o particelle sferiche con una bassa percentuale di rame (fino ad un massimo del 6%). La lega viene miscelata con il mercurio in rapporto di 1/1 dando origine alla formazione di una grande quantità di fase (γ_2) che influenza negativamente la resistenza alla corrosione e alla compressione del prodotto terminale.

► **Amalgami convenzionali modificati.** Evoluzione dei precedenti amalgami, riconoscono una percentuale aumentata di rame che permette una diminuzione della fase (γ_2), ma non la sua scomparsa.

Composizione della lega: il contenuto in rame viene aumentato, introdotto sotto forma di eutettico, e risulta compreso tra il 6% ed 9%.

Morfologia: le particelle sono costituite da trucioli "fine cut" o "micro cut" (lega convenzionale) più particelle sferiche di eutettico Ag (ca 72%)-Cu

(ca 28%) che rappresentano tra il 20 ed il 30% in peso della lega, consentendo di ridurre la quantità di mercurio residuo.

- › **Amalgami non (γ_2) miscelati.** La percentuale aumentata di rame permette la scomparsa (in funzione della percentuale di rame e della quantità di mercurio durante la reazione di amalgamazione) della fase (γ_2), responsabile della gran parte delle caratteristiche negative del prodotto terminale.

Composizione: il contenuto in rame risulta essere oltre il 9%.

Morfologia: le particelle sono costituite per 2/3 da trucioli “fine cut” o “micro cut” (lega convenzionale) più particelle sferiche di eutettico Ag-Cu o sfere monocomposizionali che consentono di ridurre la quantità di mercurio residuo.

- › **Amalgami non (γ_2) monocomposizionali** La percentuale aumentata di rame permette la scomparsa (in funzione della percentuale di rame e della quantità di mercurio durante la reazione di amalgamazione) della fase (γ_2), responsabile della gran parte delle caratteristiche negative del prodotto terminale.

Composizione: il contenuto in rame risulta essere generalmente oltre il 12%.

Morfologia: le particelle sono essenzialmente sferiche e/o sferoidali (ma anche in trucioli) le quali consentono l'impiego di una minore quantità di mercurio. Le particelle della lega hanno tutte la stessa composizione chimica. La lega risulta a composizione ternaria Ag-Sn-Cu e forma le fasi (γ) ed (ϵ).

7.2.2.7 Proprietà fisiche e meccaniche

Secondo la Specifica ADA n.1 gli amalgami, una volta induriti, dovrebbero presentare valori di **Creep** (deformazione a carico costante) fino a 3% massimo, valori di **resistenza alla compressione** dopo 1 ora di almeno 80 MPa e valori di **cambiamento dimensionale** massimo di $\pm 20 \mu\text{m/cm}$ (equivalente in valore percentuale a $\pm 0,2\%$).

Tali prove vengono eseguite su un campione cilindrico di amalgama di 8 mm di altezza x 4 mm di diametro alla base.

Il test del Flow e di trazione, essendo stati abbandonati da tempo dall'ADA, non verranno di seguito trattati.

- › **Resistenza alla compressione.** Un campione cilindrico di amalgama, dopo un tempo di indurimento di 1 ora a temperatura costante di 37 °C, viene sottoposto a compressione tramite pistone con velocità di carico di 0,75 mm/min, sempre alla temperatura costante di 37°C; la deformazione che subisce viene così misurata. A distanza di 1 ora dalla condensazione il valore minimo accettato dall'ADA è 80 MPa, mentre dopo 24 ore il valore dovrebbe raggiungere i 310 MPa. Il test valuta la capacità del materiale di resistere alla compressio-

ne senza deformarsi, che clinicamente viene messa in relazione con le proprietà iniziali del restauro di resistere alle forze compressive che si verificano durante i cicli masticatori.

- › **Dimensional change.** Questa metodica prevede la valutazione della variazione lineare (contrazione od espansione) del campione di amalgama non sottoposto a stress meccanici, misurato mediante micrometro al quinto minuto (valore iniziale) e alla ventiquattresima ora (valore finale) dalla condensazione a temperatura costante di 37 °C. Con questo test si può valutare la capacità di deformazione del materiale e quindi la possibilità di mantenere un valido sigillo marginale. L'ADA richiede valori di **cambiamento dimensionale** massimo di $\pm 20 \mu\text{m/cm}$ (equivalente in valore percentuale a $\pm 0,2\%$). Gli amalgami attualmente impiegati presentano tutti una piccola contrazione.

La **RMF** è la capacità del materiale di resistere alla forza masticatoria dopo 24 ore dalla miscelazione, quando ormai gran parte delle reazioni di amalgamazione sono già avvenute. Detta RMF viene valutata con il test del Creep.

- › **Creep.** Secondo le specifiche ADA, a distanza di 7 giorni dalla miscelazione alla temperatura di 23 °C, un campione di amalgama viene sottoposto a una pressione costante di 36 MPa per 3-4 ore e se ne valuta il cambiamento dimensionale (Creep statico). Il limite massimo di cambiamento dimensionale tollerato dall'ADA è del 3%. Qualora il campione venga sottoposto ad una pressione variabile ad intervalli ciclici si parlerà di Creep dinamico (i valori di pressione ed intervalli temporali non risultano codificati). Il test, influenzato dalla microstruttura del materiale e in particolare dalla dimensione dei granuli della fase (γ_1) e dalla percentuale della fase (γ_2), misura la tendenza (o la resistenza che oppone) allo scorrimento viscoso delle differenti fasi l'una rispetto all'altra. Per gli amalgami (γ_2) il risultato di questo test è stato messo in correlazione da alcuni autori con il grado di resistenza alle fratture marginali.

- › **Corrosione.** La corrosione, strettamente dipendente dall'interazione fra l'amalgama e l'ambiente orale e dalla disomogeneità delle strutture degli amalgami dentali, si presenta in maniera disuguale nelle varie fasi che presentano potenziali standard differenti. La morfologia delle particelle costituenti la lega d'origine gioca invece un ruolo marginale. La minor resistenza alla corrosione è presentata dalla fase (γ_2); in sequenza si ha poi la fase (γ) e, dopo, quella (η^1). Negli amalgami tradizionali quindi la corrosione legata all'ambiente elettrolitico del cavo orale va ad interessare la fase (γ_2) con produzione di ossidi, solfuri, cloruri in tutto il corpo dell'amalgama (considerata la distribuzione omogenea della fase (γ_2)). I prodotti di tale ossidazione, precipitando nell'interfaccia dente-otturazione, migliorano il sigillo marginale del restauro.

La liberazione di Hg dalla fase (γ_2) a seguito dei processi corrosivi, invece, può portare alla formazione di nuovi prodotti originati dalla reazione con la fase (γ) residua, determinando una espansione del materiale ed un allontanamento del restauro dai margini cavitari, con conseguente frattura (“espansione mercurioscopica”).

Negli amalgami non (γ_2) ad alto contenuto di rame la corrosione colpisce la fase (η^1) rimanendo limitata alla superficie del restauro ma creando il problema della fragilità marginale.

La corrosione ed il creep sono gli indici più validi per predire il futuro deterioramento marginale degli amalgami d'argento.

La lucidatura ed una corretta manipolazione riducono la corrosione in tutte le tipologie di amalgama.

7.2.3 Tossicità dell'amalgama

Come precedentemente esposto, l'amalgama ha trovato impiego quale materiale da restaurazione dentale fin dalla metà del XIX Secolo. Da allora, accanto all'elevatissimo numero di otturazioni realizzate con tale materiale che ne hanno decretato la lunga storia di successo clinico, la sicurezza del materiale è stata messa in discussione, periodicamente oggetto di critiche ed allarmi dovuti alla presenza del mercurio nella sua composizione. Specialmente la corrosione del prodotto è stata imputata quale presupposto per una sua potenziale tossicità relativa alla liberazione di vapori di mercurio nel cavo orale.

Nel tempo voci più o meno autorevoli si sono alternate ascrivendo all'amalgama una notevole tossicità per la presenza appunto del mercurio.

Il mercurio è un metallo tossico che esiste naturalmente in forme differenti nell'ambiente:

- › mercurio elementare metallico (Hg⁰);
- › mercurio inorganico (sale di Hg);
- › mercurio organico.

Il mercurio elementare metallico è altamente volatile e rilascia quindi vapori di mercurio. Il mercurio risulta stabile anche in altri due stati ossidativi (Hg¹⁺ e Hg²⁺) capaci di formare dei composti inorganici sia in forma monovalente che divalente. Il metilmercurio rappresenta una delle forme organiche del metallo ed entra a far parte della catena alimentare attraverso i pesci, i quali si nutrono di plancton, organismi in grado di metilare il mercurio inorganico.

Queste due forme di mercurio differiscono per profilo di tossicità, tossicocinetica ed effetti avversi. Inoltre, mentre i vapori di mercurio vengono inalati con una percentuale di dose di assorbimento di 80%, il metilmercurio riconosce l'ingestione come via di esposizione con una percentuale di assorbimento di 95%.

La penetrazione nell'organismo umano avviene principalmente attraverso i polmoni (in minima parte attraverso cute, mucose e apparato digerente) che

ne assorbono circa il 70-80% della dose di inalazione, facendolo così entrare nel circolo ematico dove si distribuisce in misura variabile ai vari organi.

Tale elemento si deposita soprattutto a livello del rene, del fegato e del cervello. L'organo a livello del quale il mercurio esplica in misura maggiore la sua azione tossica è il SNC, ove permane anche per parecchi anni.

L'escrezione avviene principalmente attraverso la via urinaria, solo in misura minore per via salivare, biliare, fecale, respiratoria, cutanea.

Per quanto concerne l'esposizione al mercurio degli amalgami dentali, questa avviene per inalazione dei vapori rilasciati dalle otturazioni, per ingestione del mercurio elementare o di piccoli pezzi di amalgama che rilasciano mercurio elementare nel tratto gastro-intestinale. Comunque, solo la frazione inalata è rilevante ai fini dell'esposizione sistemica, in quanto il mercurio elementare ed inorganico vengono scarsamente assorbiti nel tratto gastrointestinale e quindi contribuiscono in minima parte all'esposizione sistemica. I vapori di mercurio vengono rilasciati dalle otturazioni in amalgama precipuamente durante la masticazione, lo spazzolamento ed attività parafunzionali; la quantità dipende inoltre dal numero e dimensioni delle otturazioni. Poiché l'esposizione al mercurio, specialmente ai vapori, risulta di difficile misurazione, normalmente i livelli di mercurio nelle urine e nel sangue vengono utilizzati quali indici dell'esposizione.

Monitoraggio biologico attraverso le urine

Sulla base di studi occupazionali l'ACGIH (American Conference Government Industrial Hygenists) ha determinato in 50 $\mu\text{g Hg/g Cr}$ la soglia della concentrazione urinaria di mercurio per la comparsa di effetti preclinici al sistema nervoso e renale, raccomandando quindi che la concentrazione urinaria di mercurio degli individui occupazionalmente esposti non eccedesse 35 $\mu\text{g Hg/g Cr}$. Studi condotti su adulti e bambini sopra i 6 anni portatori di otturazioni in amalgama non occupazionalmente esposti hanno evidenziato come la concentrazione urinaria di mercurio si attestasse su livelli di un ordine di grandezza inferiori rispetto ai valori soglia precedentemente riportati per i soggetti occupazionalmente esposti. Da questi dati la Food and Drugs Administration U.S. ha concluso che l'esposizioni ai vapori di mercurio liberati dalle otturazioni in amalgama non espone adulti e bambini sopra i 6 anni al rischio di effetti avversi associati al mercurio.

7.2.3.1 Vie urinarie

Sebbene i reni accumulino mercurio in seguito all'esposizione di vapori e tale concentrazione è stata associata al numero di amalgami dentali, non vi è evidenza di associazione tra danni renali e amalgami dentali. Negli studi che hanno investigato la relazione

tra funzionalità renale e amalgami dentali non sono emersi parametri che suggerissero un'associazione tra disfunzione renale ed amalgama. Inoltre studi prospettici che coinvolgevano bambini da 6 anni in su hanno dimostrato come danni della funzionalità renale non siano associati con esposizione ad amalgami dentali.

7.2.3.2 Mucose

- › **Reazione allergica da contatto.** Alcuni individui risultano essere allergici o sviluppano ipersensibilità nei confronti del mercurio o di altri metalli. Diversi studi hanno riportato la comparsa di lesioni tissutali avverse quali mucositi da contatto, aree intraorali eritematose, bolle ed ulcerazioni in seguito a contatto dei tessuti con otturazioni in amalgama. Infatti, i metalli, compreso anche il mercurio, in diretto contatto con cute e mucose costituiscono una riconosciuta causa di dermatiti da contatto. L'allergia da contatto a costituenti dell'amalgama dentale è stata considerata una delle cause delle lesioni di lichenoidi associate con otturazioni dentali. In quasi la metà di questi soggetti la rimozione delle otturazioni in amalgama ha prodotto un miglioramento sintomatologico con remissione completa in un periodo variabile tra 3 e 9 mesi. In soggetti con preesistente allergia o ipersensibilità al mercurio, quindi, le otturazioni in amalgama andrebbero evitate in quanto a rischio di reazioni tissutali avverse.
- › **Tatuaggi.** Occasionalmente si possono osservare tatuaggi da amalgama sulle mucose o nella gengiva dovuti all'introduzione iatrogena di piccole particelle di amalgama nei tessuti durante le manovre restaurative. L'esame dei corpi estranei con microscopio ottico ed EDAX hanno evidenziato come questi siano costituiti dalla lega, senza la presenza di mercurio libero. Il problema con i tatuaggi quindi risulta essere l'aspetto estetico.

7.2.3.3 Sistema nervoso

- › **Malattia di Alzheimer.** I vapori di mercurio rilasciati dalle otturazioni in amalgama sono stati sospettati di poter contribuire alla patogenesi di malattie degenerative del SNC come la malattia di Alzheimer per le proprietà neurotossiche del mercurio inorganico ad alte dosi. Studi autopsici e studi retrospettivi di coorte non hanno evidenziato o fornito un'evidenza limitata di un'associazione tra la patologia e le ricostruzioni dentali in amalgama.
- › **Malattia di Parkinson.** Poiché alcuni metalli possono provocare la formazione di α -sinucleina (il costituente principale dei corpi di Lewy) è stata suggerita una possibile correlazione tra il mercurio e tale patologia. Poiché la malattia di Parkinson riconosce una genesi multifattoriale è quantomeno estremamente difficile stabilire un nesso di causalità con un qualsivoglia

agente. Inoltre sebbene un rischio aumentato di sviluppare la patologia è stato evidenziato in uno studio dibattuto, questo si riferiva ad esposizione occupazionale da mercurio, non essendoci alcuna evidenza di relazione diretta tra la patologia e le ricostruzioni dentali in amalgama.

- › **Sclerosi multipla.** Review sistematiche, meta-analisi, studi caso-controllo non hanno evidenziato un rischio aumentato di insorgenza della patologia in relazione alle ricostruzioni dentali in amalgama.
- › **Sclerosi laterale amiotrofica (SLA).** Ad oggi non è stata riscontrata un'evidenza scientifica che metta in relazione diretta la SLA ed il mercurio, così come in uno studio retrospettivo caso-controllo non è stata evidenziata un'associazione tra l'esposizione a metalli pesanti e l'insorgenza della malattia.
- › **Neuropatia periferica.** In uno studio di coorte su 2038 partecipanti non sono stati evidenziati legami tra la presenza di amalgami dentali e deficit funzionali neurologici; quindi non vi è evidenza di un legame tra neuropatia periferica ed esposizione all'amalgama.

Nonostante le conclusioni della FDA Americana e dello SCENIHR Europeo, la tossicità degli amalgami dentali legata alla presenza di mercurio rimane un tema dibattuto.

La stessa FDA ha portato l'amalgama dentale dalla Classe I, alla Classe II raccomandando la presenza di precise indicazioni sull'etichettatura: "Attenzione contiene mercurio"; "Pericoloso se si inalano i vapori"; "Usare con adeguata ventilazione".

7.2.4 Amalgami non contenenti mercurio

Poiché il mercurio non rappresenta il solo elemento che si trova allo stato liquido a temperatura ambiente, già dal 1956, per problemi della tossicità intrinseca dell'elemento, si è investigata la possibilità di sostituire il mercurio con altri elementi. La spinta della ricerca in tal senso ha portato alla formulazione di una lega contenente **gallio** (Ga) in sostituzione del mercurio.

Sebbene prove merceologiche ne avevano evidenziato proprietà paragonabili a quelle degli amalgami mercuriali, tanto che le caratteristiche fisiche soddisfanno i requisiti fondamentali stabiliti dalle norme ISO per quanto concerne la resistenza alla compressione, lo scorrimento plastico ed il cambiamento dimensionale, recenti studi ne hanno messo in luce le problematiche che rendono questa lega inadatta all'estensivo utilizzo clinico.

Uno studio clinico controllato longitudinale di recente pubblicazione, confrontando la performance di 25 restauri eseguiti con una lega commerciale contenente gallio con altrettanti restauri eseguiti con una lega ad alto contenuto di rame contenente mercurio, concludeva che il risultato clinico per la lega al gallio era nettamente inferiore rispetto all'amalgama di controllo,

non raccomandandola nell'utilizzo clinico in cavità da medie a larghe con più superfici. Già precedenti studi pubblicati dal 1999 al 2000 avevano evidenziato le criticità di tale materiale.

7.3 Materiali compositi

7.3.1 Introduzione

Per composito si intende un materiale costituito dalla combinazione tridimensionale di più materiali di differente natura chimica, separati da un'interfaccia, al fine di ottenere un materiale con proprietà meccaniche superiori rispetto ai singoli materiali che lo compongono. Un esempio di materiale composito è il cemento armato, dove metallo e cemento sono uniti per conferire alla struttura maggiore resistenza alle forze tensili e compressive.

Le resine composite sono usate per svariati impieghi in odontoiatria ed il loro utilizzo non si limita ai materiali da restauro, ma comprende liner, sigillanti di solchi e cavità, materiali per ricostruzioni di monconi, inlay, onlay, corone, restauri provvisori, cementi per protesi e dispositivi ortodontici, cementi e perni endodontici. Grazie alla loro versatilità è probabile che l'uso di questi materiali continuerà a crescere sia in termini di frequenza che di varietà di applicazioni.

7.3.2 Composizione dei materiali compositi

Sebbene i compositi odontoiatrici presentino formulazioni diverse a seconda dell'uso a cui sono destinati (restauri, sigillature, ecc.), si possono riconoscere dei

componenti comuni quali:

- › la matrice polimerica;
- › le sostanze che promuovono e modulano la reazione di polimerizzazione;
- › il riempitivo;
- › gli agenti accoppianti (i silani).

7.3.2.1 Matrice polimerica

I monomeri presenti nelle resine composite sono simili a quelli usati nei sistemi adesivi smaltodentinali assicurando una forte interazione tra l'adesivo e il composito sovrastante. La matrice polimerica è formata da dimetacrilati, ed il monomero più utilizzato è il BisGMA, un monomero liquido altamente viscoso ottenuto dalla reazione tra una molecola di Bisfenolo A e due molecole di glicidilmetacrilato.

Il BisGMA insieme all'UDMA rappresentano i principali componenti della matrice resinosa dei compositi. Il BisGMA ha una viscosità molto alta a causa della interazioni di legame idrogeno, pertanto deve essere diluito con una resina più fluida al fine di risultare utile per compositi dentali. Il TEGDMA (trietilen-glicol-dimetacrilato) ha una maggiore viscosità e permette la copolimerizzazione, ed è pertanto spesso utilizzato come monomero diluente per il BisGMA o l'UDMA. È stato evidenziato come le proprietà ottimali del materiale composito vengano prodotte quando il TEGDMA è utilizzato in un rapporto 1:1 con BisGMA.

Tra gli altri diluenti, sono da ricordare l'esametilene-glicol-dimetacrilato e il metacrilato benzilico, ovvero monomeri monofunzionali aggiunti per migliorare l'allungamento della catena polimerica e il grado di polimerizzazione.

Nel tempo, sono state sviluppate dall'industria numero-

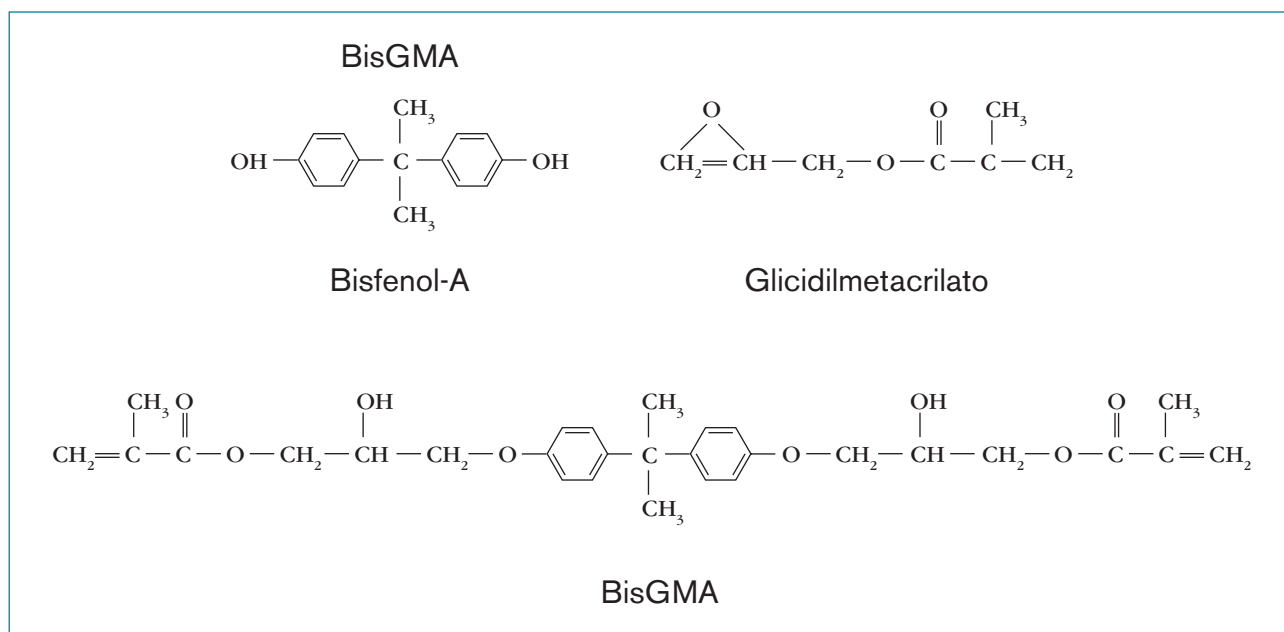


FIG. 7 Formazione del BisGMA.

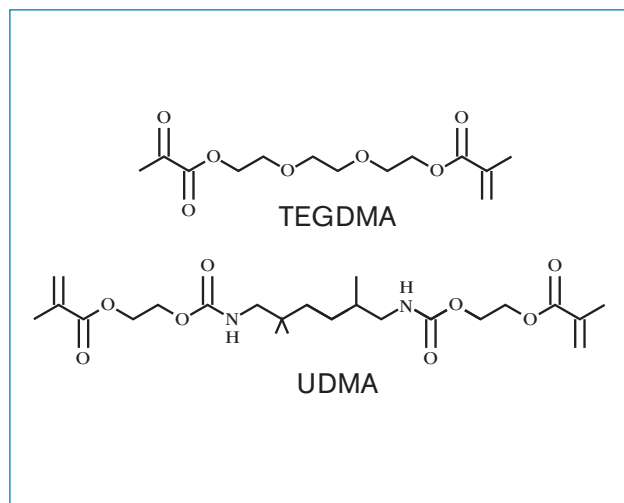


FIG. 8 Altri monomeri comunemente utilizzati per la formazione delle resine composite.

se formulazioni di metacrilati per migliorare le proprietà meccaniche, la lavorabilità e la durabilità dei compositi; inoltre nell'ultimo decennio sono stati introdotti materiali compositi a base non metacrilica, nel tentativo di ridurre la contrazione da polimerizzazione. Un esempio è rappresentato dai silorani, con una formulazione silorano-epossidica, con una minore contrazione da polimerizzazione, poiché la reazione di polimerizzazione coinvolge l'apertura di un anello ossiranico invece che la rottura del doppio legame, mantenendo buone proprietà meccaniche.

Altre formulazioni sperimentali prevedono altri monomeri nella formulazione, come il tetrassaspiroundecano (TOSU), ma con scarsi risultati riguardo le proprietà meccaniche. Altri nuovi monomeri a bassa contrazione da polimerizzazione sono la resina a base di uretano modificato (DX511) presente nel composito Kalore (DuPont, GC) e il monomero a base di uretano TCD-DI-HEA presente nel composito Venus Diamond (Kulzer). Il dimero acido usato in N'Durance (Septodont), ad alto peso molecolare, presenta un alto grado di conversione dei doppi legami e una contrazione da polimerizzazione più bassa rispetto ai sistemi basati su BisGMA. La nuova frontiera è quella rappresentata dai compositi fluidi (flowable) contenenti monomeri acidi in aggiunta ai monomeri metacrilici (ad esempio il glicerol-fosfato dimetacrilato, GPDM): questi flowable, come Vertise Flow (Kerr) e Fusio Liquid Dentin (Pentron Clinical), sono capaci di aderire alla struttura dentaria attraverso interazioni meccaniche e possibilmente chimiche senza l'utilizzo di sistemi adesivi smaltodentinali. Il loro uso è raccomandato per piccole otturazioni e come liner.

7.3.2.2 Catalizzatori e inibitori

La polimerizzazione di un materiale composito è il risultato di una reazione chimica tra i monomeri dimetacrilati che produce un polimero rigido e fortemente

reticolato che circonda le particelle di filler inerti. La portata di questa reazione, spesso definita grado di conversione, è molto importante, in quanto determina molte delle proprietà fisiche e meccaniche del composito. Il grado di conversione è influenzato da molti fattori, compresa l'aggiunta di promotori della polimerizzazione e inibitori, la struttura chimica dei monomeri, l'energia chimica o la luce utilizzata per attivare la reazione.

La polimerizzazione è una reazione che comporta anche una contrazione tridimensionale del materiale causata dalla creazione dei legami covalenti fra i monomeri. La percentuale di contrazione dipende dal numero di legami covalenti che si formano (cioè l'entità della reazione), oltre che dalle dimensioni dei monomeri. Pertanto, l'obiettivo di conseguire il massimo di reazione di polimerizzazione al fine di migliorare le proprietà del polimero è in contrasto con il desiderio di ridurre al minimo il cambiamento dimensionale che accompagna la contrazione da polimerizzazione, necessario per raggiungere una buona integrità marginale del restauro. Un modo per contrastare questo problema è l'uso di monomeri di grande peso molecolare, riducendo il più possibile la contrazione per ogni dato volume di materiale.

In generale, maggiore è il grado di conversione, maggiore è il numero di legami tra le catene polimeriche che aumentano la rigidità del polimero. Inoltre, l'ulteriore polimerizzazione dei monomeri in polimeri riduce il numero di monomeri non-convertiti che potrebbero servire come agenti plasticizzanti all'interno del polimero. Attualmente si può evidenziare come circa il 25%-55% dei gruppi metacrilici non reagisca al termine della polimerizzazione. Studi che hanno valutato la possibilità di estrazione di tali monomeri non reagiti hanno evidenziato come meno del 10% di tali molecole sia però libera ed in grado di essere liberata. Ovvero il 90% dei gruppi metacrilici che non hanno polimerizzato sono localizzati su molecole che pendono da altre che hanno reagito ad una delle estremità, legandosi quindi alla catena polimerica. Queste molecole mobili sono pertanto capaci di agire come plasticizzanti interni per la resina composita.

La polimerizzazione dei monomeri in un composito può essere realizzata in diversi modi. Catalizzatori chimici appropriati vengono aggiunti al composito per facilitare questo processo. In generale, le resine composite possono essere autopolimerizzanti (da stimolo chimico o da calore) o fotopolimerizzanti, a seconda della modalità di attivazione della reazione di polimerizzazione.

Nelle resine autopolimerizzanti la polimerizzazione avviene mediante miscelazione di due paste, una delle quali contiene un attivatore chimico e l'altra un iniziatore chimico. Per i sistemi fotoattivabili, la luce visibile fornisce l'energia necessaria per attivare l'iniziatore contenuto nella resina composita.

Ognuno di questi meccanismi è efficiente nel produrre un alto grado di polimerizzazione in condizioni adegua-

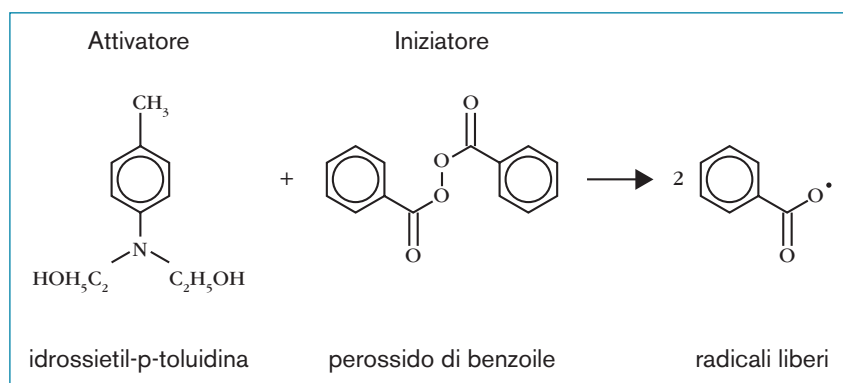


FIG. 9 Reazione di formazione di radicali liberi nei compositi autopolimerizzanti.

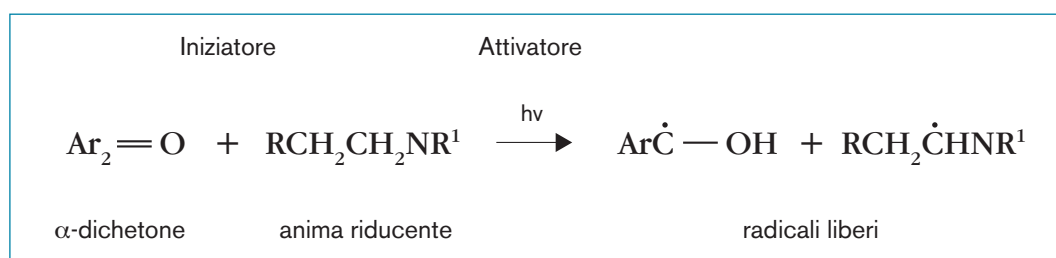


FIG. 10 Formazione di radicali liberi dovuti alla luce.

te, tuttavia, diversi fattori possono influenzare la velocità e l'entità della polimerizzazione.

I compositi autopolimerizzanti sono stati i primi tipi ad essere sviluppati. La polimerizzazione inizia mescolando due paste, una contenente l'iniziatore, il perossido di benzoile, e una con l'attivatore, un'ammina terziaria come idrossietil-p-toluidina (DHEPT), al fine di produrre dei radicali liberi ed avviare la reazione di polimerizzazione (fig. 9).

La maggior parte delle resine composite invece reticola grazie all'esposizione alla luce. I compositi fotoattivabili hanno infatti il vantaggio di offrire una polimerizzazione controllata e l'eliminazione della procedura di miscelazione che richiede tempo e può comportare la formazione di microporosità nel materiale.

L'iniziatore dei compositi dentali fotoattivabili è il canforochinone, una molecola sensibile alla luce blu dello spettro elettromagnetico (circa 470-480 nm). La reattività del canforochinone è potenziata dall'aggiunta di un'ammina riducente, come etil-metacril-dimetilammina (DMAEM), l'etil-4-dimetil-aminobenzoato (EDMAB), o la N, N-cianoetil-metilanilina (CEMA). Le concentrazioni di ammine e canforochinone variano in compositi commerciali dallo 0,2 al 1,2% in peso (fig. 10).

Poiché il canforochinone, di colore giallo, esercita un'influenza negativa sul colore dei compositi, sono stati introdotti iniziatori alternativi come il PPD (1-fenil-1,2-propanedione), il Lucirin TPO (monoacil-fosfinossido) e l'Irgacure 819 (bisacil-fosfinossido). Altri fotoiniziatori, come l'OPPI (p-octilossi-fenil-fenil-iodonio-esaffluoro-antimonato) sono stati recentemente proposti in via sperimentale.

La presenza dello strato di inibizione da ossigeno, ovve-

ro di uno strato non polimerizzato in superficie, permette di applicare il materiale in strati sottili (mediante la tecnica della stratificazione) e polimerizzare ogni strato (max 2 mm di spessore) separatamente al fine di controllare la contrazione da polimerizzazione. A polimerizzazione avvenuta gli strati di materiale saranno indistinguibili l'uno dall'altro. Ogni strato deve essere polimerizzato per almeno 40 sec con una sorgente luminosa appropriata (~ 470-480 nm), mantenendo il puntale della luce il più vicino possibile al materiale ed assicurandosi (mediante l'uso di radiometri dedicati) la corretta emissione della lampada.

Un altro metodo per polimerizzare i compositi extraorali avviene attraverso l'applicazione di calore, sia da solo che in combinazione con lampade fotopolimerizzatrici. Questa procedura è comunemente utilizzata per polimerizzare inlay e onlay in composito in laboratorio o in studio. Infatti, molti compositi utilizzati per restauri diretti possono anche essere polimerizzati con la combinazione di luce e calore prodotti da appositi forni, a cui può anche associarsi una pressione (circa 80 psi), che produce un materiale privo di porosità, mentre il calore attiva il catalizzatore (perossido di benzoile) presente nella pasta. Il trattamento termico migliora le proprietà dei materiali compositi migliorando la reticolazione del polimero, aumentando la resistenza all'usura, la resistenza marginale e riducendo l'assorbimento di acqua.

7.3.2.3 Riempitivo inorganico

Il riempitivo, o filler, è solitamente costituito da materiale vetroso radiopaco. Sulla base della dimensione

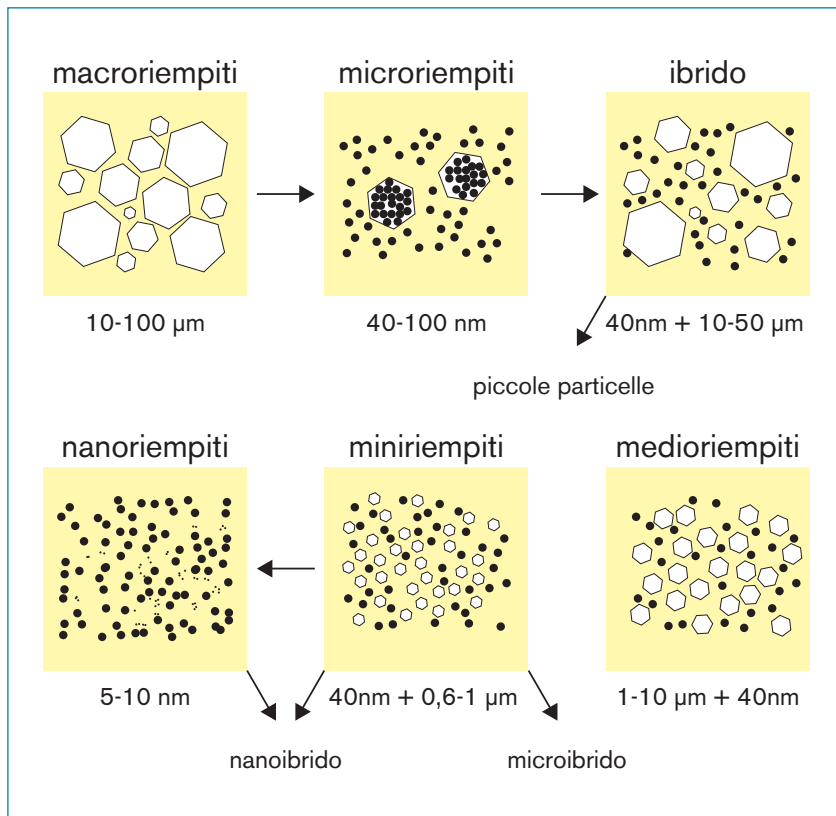


FIG. 11 Classificazione dei compositi in base alle dimensioni delle particelle di riempitivo.

delle particelle di riempitivo i compositi si possono classificare in macroriempiti, microriempiti, nanoriempiti ed ibridi (fig. 11).

I primi compositi erano costituiti da particelle sferiche amorfe del diametro di 1-50 μm (macroriempiti), che conferivano al composito una buona resistenza all'usura, ma con uno scarso risultato estetico, poiché tali macroparticelle rendevano impossibile una accurata lucidatura della superficie. Per questo motivo negli anni '70 sono stati introdotti sul mercato i compositi microriempiti, contenenti particelle rotondeggianti di circa 40 nm (che più correttamente dovrebbero essere definiti "nanocompositi", dato che il prefisso "nano" è considerato appropriato per tutto ciò che ha una dimensione compresa tra 1 e 100 nm). Questo tipo di compositi presentavano una bassa percentuale di filler amorfo, a cui poteva essere aggiunto altro filler resinoso prepolymerizzato. Tali materiali erano facilmente lucidabili, ma proprio a causa del loro basso contenuto di filler, la resistenza all'usura era piuttosto bassa. Successivamente sono stati quindi introdotti i compositi ibridi con caratteristiche intermedie tra i macro ed i microriempiti. I compositi ibridi, chiamati anche compositi ibridi medioriempiti, sono composti sia da macroparticelle di circa 1 μm , che da microparticelle di 40 nm. Per migliorare ulteriormente la lucidabilità di questi compositi sono stati messi a punto i compositi microibridi, in cui le dimensioni del riempitivo sono state portate a 0,4-1 μm . Grazie alla loro combinazione di lucidabilità e di resistenza, questi materiali sono considerati compositi universali, utilizzabili per restau-

ri sia nei settori anteriori che posteriori. L'innovazione più recente in questo campo è stata l'introduzione dei compositi "nanoriempiti", contenenti unicamente particelle di scala nanometrica.

La maggior parte delle attuali proposte commerciali offre compositi microibridi che contengono nanoparticelle di riempitivo prepolymerizzato. Tali materiali sono classificati con il nome di "nanoibridi", sebbene sia difficile distinguere tra microibridi e nanoibridi. Le loro proprietà meccaniche, come modulo elastico e durezza, sono infatti simili.

Le funzioni del filler sono:

- ridurre la contrazione da polimerizzazione;
- ridurre il coefficiente di espansione termica;
- migliorare le caratteristiche meccaniche (resistenza, tenacità, modulo elastico, durezza, usura);
- aumentare la radioopacità (incorporando bario e stronzio nei vetri);
- controllare il colore, la translucenza e l'estetica.

I compositi possono inoltre essere classificati, in base alla loro consistenza, in universali, fluidi o compattabili (packable). I compositi universali hanno una consistenza tale da poter essere applicati e modellati con una spatolina, mentre i compositi fluidi, o "flowable", sono compositi a bassa viscosità e vengono applicati direttamente in cavità con una siringa. Per ottenere tale viscosità i materiali fluidi presentano un ridotto contenuto di riempitivo, o la presenza di agenti modificanti, come i surfattanti, che aumentano la fluidità del composito senza dovere diminuire il contenuto del riempitivo con conseguente riduzione delle proprietà meccaniche. I

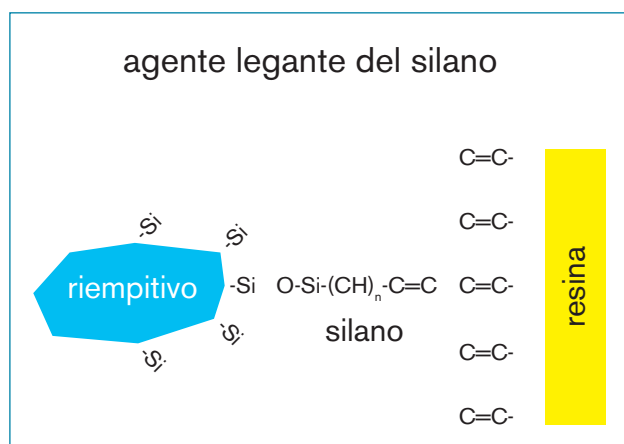


FIG. 12 Legame silano-filler e silano-matrice resinosa.

compositi “packable”, più compatti, presentano invece una minore lavorabilità, ma grande resistenza, grazie ad una maggiore consistenza, che è dovuta non ad un aumento del riempitivo, ma a modificazioni nella distribuzione delle dimensioni dei filler o all’aggiunta di altri tipi di riempitivo, come fibre. Per le loro proprietà meccaniche, tali materiali sono particolarmente adatti ai restauri nei settori posteriori, sottoposti a carico occlusale.

Alcuni anni fa sono stati introdotti gli ormoceri, polimeri organici-inorganici ibridi a base di silconica.

7.3.2.4 Agenti leganti

La creazione di un valido materiale composito dipende dalla formazione di un legame forte tra le particelle di riempitivo inorganico e la matrice resinosa. L’unione fra queste due fasi si viene a creare mediante la ricopertura delle particelle del filler con un agente accoppiante che ha caratteristiche di affinità sia con il filler che con la matrice resinosa. Il silano è l’agente accoppiante solitamente utilizzato per compositi dentali. È una molecola caratterizzata da gruppi silanolo (Si-OH) ad un’estremità e gruppi di metacrilato (contenenti C = C) all’altra

RAPPORTO MATRICE/RIEMPITIVO	
Matrice polimerica	Riempitivo
Elasticità	Resistenza alla compressione
Plasticità	Resistenza alla tensione
Contrazione	Durezza
Espansione igroscopica	Usura
Lucidabilità	Rigidità
Assorbimento di acqua	Viscosità
	Conducibilità termica
	Stress da contrazione

TAB. 1

estremità. Queste molecole sono in grado di formare legami covalenti sia con i gruppi Si-O dei riempitivi a base di silice che con i gruppi metacrilati della matrice resinosa.

7.3.3 Proprietà dei compositi dentali

Le proprietà meccaniche dei compositi sono generalmente associate alla natura e soprattutto alla quantità di riempitivo contenuto: maggiore è la percentuale di riempitivo, più duro, rigido e resistente è il materiale (tabb. 1, 2). I compositi attuali presentano una resistenza a flessione, alla frattura e alla trazione simile all’amalgama e alla ceramica e maggiore rispetto ai cementi vetroionomerici. Al contrario, i compositi hanno un modulo elastico molto inferiore rispetto all’amalgama: ciò permette una maggiore deformazione e un cambiamento dimensionale delle superfici occlusali nel caso in cui il restauro sia sottoposto ad alti stress o ad una forza eccessiva per aumentato contatto occlusale.

Gli odierni materiali offrono proprietà meccaniche adeguate alle differenti situazioni cliniche, anche se in situazioni di aumentato stress sul restauro (bruxismo, parafunzioni) o di restauri molto estesi possono non essere sufficienti per evitare la frattura e per sopportare la fatica. La resistenza alla fatica non rappresenta il problema principale dei materiali compositi attualmente in commercio rispetto ai materiali di un decennio fa, grazie al miglioramento dei riempitivi. Sebbene lo sforzo per migliorare le proprietà meccaniche dei compositi sia costante, non è ancora chiaro quali siano le loro proprietà ideali, poiché finora è stata trovata una bassa correlazione tra proprietà meccaniche e performance cliniche. Comunque, dato che carie secondarie e fratture sono la prima causa di sostituzione di composito, è bene continuare a migliorare le loro proprietà meccaniche. Ad esempio, è auspicabile una contrazione da polimerizzazione maggiore di zero, di circa 0,5-1,0% in volume, per consentire l’espansione per assorbimento d’acqua che avviene quando il materiale è esposto all’ambiente orale. I compositi attuali non sono completamente idrofobi e la quantità di acqua assorbita dipende dalla formulazione dei monomeri, e risulta minore per i sistemi a base di silorani, più idrofobi.

Riguardo la resistenza e la durezza, i materiali attuali sono resistenti alla flessione, alla compressione e alla trazione quasi quanto l’amalgama e le ceramiche, ad eccezione delle ceramiche “ad alta resistenza” e delle leghe fuse. Idealmente, i compositi attuali dovrebbero possedere una resistenza alla flessione analoga a quest’ultimo tipo, le leghe fuse. Non è un obiettivo facile da raggiungere, se si pensa che l’aggiunta di fibre ad alta resistenza in una resina dentale termopolimerizzata ne aumenta la resistenza alla flessione rispetto ad un composito ad alto contenuto di riempitivo di poco più di 200 MPa.

La resistenza alla frattura è un’altra importante proprietà e può essere correlata con la frattura intraorale dei

PROPRIETÀ	COMPOSITO MACRORIEMPITO	COMPOSITO MICRORIEMPITO	COMPOSITO NANORIEMPITO	COMPOSITO IBRIDO
Granulometria	10-100 μm	40-100 nm	Da 5-10 nm	Da 40 nm + 15-50 μm
% in vol di riempitivo	55-65%	20-55%	60-70%	60-65%
Modulo elastico (GPa)	8-15	3-6	6-8	7-14
Flessione (Mpa)	110-135	60-80	80-100	75-150
Compressione (MPa)	260	240-300	220-280	300-350
Durezza (Knoop)	22-36	25-30	35-40	60
Usura (10^{-2} mm^2)	3.20	1.65	1.20	0.80

TAB. 2 Caratteristiche meccaniche del composito in relazione al riempitivo.

marginii e delle superfici del restauro. Alcuni compositi raggiungono una resistenza alla frattura fra gli 80-160 MPa, simile a quella dell'amalgama e superiore a quella delle ceramiche, ad eccezione delle ceramiche ad alta resistenza, che raggiungono valori di due o tre volte maggiori. Raggiungere la resistenza alla rottura di queste ceramiche sarebbe un ottimo obiettivo per i compositi dentali.

7.3.4 Considerazioni cliniche

La causa primaria di rifacimento di restauri in composito è la carie secondaria, la cui formazione dipende dallo sviluppo di microfessure marginali conseguenti allo stress causato dalla contrazione da polimerizzazione a livello dell'interfaccia adesiva, dalla perdita del legame adesivo nel tempo e dalla modalità di posizionamento del composito. La seconda causa di rifacimento dei restauri è la frattura, che da una parte è correlata alle proprietà del materiale, dall'altra dal disegno della cavità, dalla quantità e dalla qualità della struttura dentaria residua, e dall'occlusione del paziente. La stratificazione del composito è diventata ormai la tecnica standard per il posizionamento del materiale in cavità più profonde di 2 mm. Questa procedura è basata sulla necessità di assicurare una polimerizzazione il più completa possibile di ciascun incremento di composito in virtù di una sufficiente esposizione alla luce polimerizzatrice e di contrastare gli stress da contrazione da polimerizzazione diminuendo il volume di materiale che contrae. Sono state proposte varie tecniche di posizionamento del composito in letteratura. Per grandi preparazioni è stata proposta una polimerizzazione di tutto il materiale in un'unica volta (bulk curing), considerando che un'elevata energia luminosa può essere trasferita al materiale, ma la prima obiezione è che si generino grandi

stress e deformazione del tessuto dentario. Comunque, sebbene sia provato che la contrazione da polimerizzazione generi stress e si presuma che influenzi negativamente l'integrità marginale e le prestazioni cliniche, non ci sono dati clinici definitivi che supportino questa ipotesi. Per ovviare alla sensibilità postoperatoria e per mantenere l'adesione al substrato dentario, spesso sul fondo della cavità sotto il composito vengono posizionati cementi vetroionomerici o compositi fluidi. Esistono prove cliniche di una maggiore longevità del restauro se si utilizzano questi liner, ma i dati in letteratura sono controversi.

Un altro aspetto importante riguardante il posizionamento dei compositi in cavità è la loro manipolabilità. I compositi sono materiali pseudoplastici, ossia capaci di divenire più fluidi se sottoposti a elevate forze di taglio, come quando sono estrusi da una siringa. Un'altra loro caratteristica è la loro appiccicosità, che è minore se la dentina è coperta dall'adesivo ed aumenta alla temperatura del cavo orale.

7.3.5 Rifinitura, lucidatura e riparazione

La rifinitura e la lucidatura del composito dipendono dalla loro composizione. In passato si utilizzavano dei dischi a grana fine per ottenere la lucentezza della maggior parte dei compositi, ma studi più recenti suggeriscono che nuovi sistemi di lucidatura a due o tre passaggi possono riprodurre in maniera migliore la lucentezza degli elementi dentari. Tutti i compositi esposti agli effetti erosivi e abrasivi di cibi, bevande e altro vanno incontro ad un inesorabile irruvidimento superficiale. Con l'aumentare della dimensione delle particelle del riempitivo, aumenta la ruvidità di superficie. Per quanto riguarda la riparazione di restauri in composito, recenti studi clinici hanno dimostrato buoni

risultati di durata se si riparano o sigillano piccoli difetti marginali dei restauri. Riparando un restauro si attua soprattutto un'adesione meccanica, aumentando la ruvidità superficiale attraverso abrasione ad aria seguita dall'applicazione di acido fosforico e di un sottile strato di resina non caricata prima dell'applicazione del composito. Alcuni studi suggeriscono che l'abrasione ad aria combinata con l'applicazione di silano possa essere un metodo efficace per riparare i compositi. Anche l'uso di una resina intermedia idrofoba sembra conferire maggior longevità al restauro.

7.3.6 Risultati clinici

Attualmente i compositi sono da considerarsi i materiali da restauro di prima scelta per la maggior parte dei restauri nei settori anteriori. Studi clinici rivelano che i loro limiti, come pigmentazioni marginali, discolorazione, perdita d'integrità in condizioni di elevati stress, sono esigui. Il loro fallimento si aggira attorno al 2% annuo.

7.3.7 Considerazioni finali e prospettive future

I compositi sono materiali versatili il cui uso si è diffuso in maniera crescente da quando sono stati introdotti, più di 50 anni fa, ed il loro utilizzo in diversi campi dell'odontoiatria richiede proprietà e performance sempre migliori. Per questo motivo vengono fatti molti sforzi nel campo della ricerca e dello sviluppo di questi materiali, testimoniati dall'elevato numero di nuovi prodotti che vengono continuamente introdotti sul mercato. Dunque, i compositi rappresentano una realtà in continua evoluzione nel panorama dei materiali odontoiatrici. Il futuro di questi materiali comprenderà migliorie delle proprietà meccaniche, quali resistenza all'usura e alla frattura, riduzione della contrazione da polimerizzazione e degli stress ad essa associati, adesione ai tessuti dentari senza necessità di particolari preparazioni del substrato o senza applicazione separata di resine adesive, inclusione di agenti antibatterici o agenti capaci di promuovere la remineralizzazione a livello dell'interfaccia dente-restauro.

7.4 Sistemi adesivi smaltodentinali

7.4.1 Introduzione

Lo sviluppo degli adesivi smaltodentinali è strettamente correlato all'introduzione sul mercato dei materiali estetici da restauro su base resinosa: tali materiali sono caratterizzati dall'incapacità, comune ad altri materiali impiegati in odontoiatria conservativa, di aderire ai tessuti duri dentari. Durante il processo di polimerizzazione, inoltre, essi vanno incontro a una contrazione volumetrica rilevante (dall'1,5 al 6% in volume, in

media 2-3%), che può portare alla formazione di una fessura marginale all'interfaccia dente-restauro. Come conseguenza, si possono avere ipersensibilità postoperatoria, discolorazione marginale, carie secondaria e perdita del restauro. I tentativi di ridurre la formazione della fessura marginale si sono concentrati sia sulle tecniche di apposizione e di polimerizzazione dei materiali compositi, che sul miglioramento dei sistemi adesivi, in grado di contrastare la forza che si sviluppa durante la contrazione da polimerizzazione, pari a 18-20 MPa.

Il ruolo dei sistemi adesivi è pertanto quello di:

- › unire: garantire il sigillo marginale del restauro;
- › resistere alla separazione: garantire adeguata forza di adesione quando sottoposto a carico;
- › trasmettere gli stress all'interfaccia adesiva: garantire l'adeguato ripristino biomeccanico del complesso dente-restauro.

7.4.2 Processo di adesione

Il termine "adesione" deriva dal latino adhaerere (ad=a; haerere = aderire) ed è definito dalla specifica D907 della "American Society for Testing and Materials" come "lo stato in cui due superfici sono trattene insieme da forze di interfaccia, le quali possono consistere in forze meccaniche, chimiche o entrambe". In altre parole è il meccanismo che lega due substrati in intimo contatto attraverso un'interfaccia. Nella terminologia adesiva, con adesione si indica l'atto di incollare una sostanza ad un'altra; il termine si riferisce quindi alle forze o energie tra atomi o molecole a livello di un'interfaccia che mantengono unite due fasi. La superficie o substrato sul quale si fa aderire una sostanza è detto "aderendo".

L'adesivo o aderente, ossia, come comunemente definito dalla terminologia odontoiatrica, il "bonding agent" o sistema adesivo, può dunque essere definito il materiale in grado di unire due o più superfici, di resistere alla loro separazione e di trasmettere i carichi attraverso l'interfaccia di adesione. La forza di adesione è la forza meccanica di trazione necessaria a separare le superfici interessate dal legame ed è misurabile in Mega Pascal (MPa).

Esistono quattro teorie che regolano i meccanismi adesivi:

- › **teoria meccanica:** l'adesivo polimerizzato interagisce meccanicamente con il substrato infiltrando le porosità ed irregolarità di superficie;
- › **teoria dell'adsorbimento:** include ogni tipo di legame chimico tra l'adesivo ed il substrato, tra cui:
 - legami primari: ionico e covalente;
 - legami secondari: ponti a H, interazione fra dipoli, forze di London;
- › **teoria della diffusione:** l'adesione è il risultato dell'unione fra differenti molecole mobili (polimeri) ed il substrato che divengono un'unica cosa reagendo uno con l'altro. L'interfaccia diviene pertanto invisibile;

- **teoria elettrostatica:** dovuta all'interazione elettrostatica fra un polimero ed una superficie metallica conduttiva.

La teoria meccanica e la teoria dell'adsorbimento regolano l'adesione dell'adesivo al substrato dentale (smalto o dentina). La teoria della diffusione regola l'adesione tra il sistema adesivo ed il materiale da restauro o l'adesione che realizza tra uno strato ed il successivo durante la stratificazione dei materiali compositi.

L'unione macromeccanica si realizza quando il materiale sfrutta i sottosquadri esistenti nella preparazione come mezzo di ritenzione, ed è ciò che avviene generalmente con le ricostruzioni in amalgama di argento. Si parla invece di attacco o legame micromeccanico quando l'adesivo, applicato sulla superficie da restaurare, si insinua nelle sue porosità, nelle microscopiche irregolarità e fessure. Quest'ultimo tipo di legame viene sfruttato, per esempio, nell'applicazione delle resine composite allo smalto, la cui superficie viene pretrattata con un acido, demineralizzando lo smalto e formando microanfrattuosità e irregolarità nelle quali si insinua l'adesivo. L'unione micromeccanica contempla quindi la presenza di estensioni (zaffi) di adesivo nelle anfrattuosità della superficie dentale, visibili microscopicamente.

Si distinguono poi due tipi principali di adesione per attrazione intermolecolare: un'adesione di tipo fisico e una di tipo chimico. La prima si realizza ad opera di forze di legame secondarie, quali le interazioni fra dipoli molecolari (forze di Van der Waals), tra dipoli indotti (London) e legami idrogeno, mentre l'adesione di tipo chimico contempla la formazione di forze di legame primarie (legami covalenti e ionici). Il legame che si forma è relativamente debole se dovuto a forze di Van der Waals o a legami idrogeno, più resistente se si formano legami covalenti o ionici. Secondo la cosiddetta "teoria dell'assorbimento" tutti i tipi di legami chimici conosciuti fra adesivo e aderendo, sia primari sia secondari, contribuiscono insieme ad ottenere l'adesione. Le forze di Van der Waals sono quasi sempre presenti perché sono legate alla presenza di nuclei ed elettroni e dipendono solo dalla presenza di tali componenti dell'atomo. Gli altri tipi di legame per interagire, invece, richiedono precisi gruppi chimici. In qualunque modo si sia ottenuto lo stretto contatto fra adesivo e substrato, l'adesione avviene sia per ritenzione micromeccanica sia per mezzo di legami molecolari; infatti, entrambi i meccanismi sono in pratica contemporaneamente presenti e responsabili dell'unione.

Qualunque sia la forma di adesione considerata, prerequisito essenziale perché questa abbia luogo è che le due superfici che devono essere unite siano quanto più possibile in contatto fra loro; perché si sviluppino forze di attrazione intermolecolari la distanza fra queste dovrebbe essere nell'ordine di 1 nm. Il cemento vetroionomerico è l'unico sistema per il quale sia stata registrata un'intrinseca capacità di aderire al substrato senza necessità di preventivi trattamenti della superficie biologica. Gli altri materiali usati in odontoiatria adesiva,

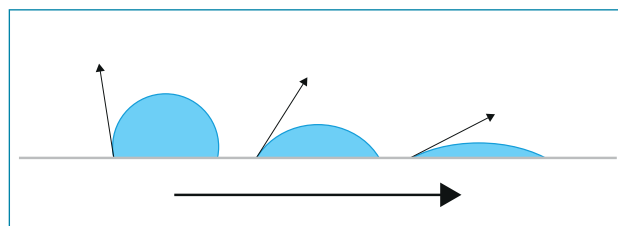


FIG. 13 L'angolo di contatto e quindi la bagnabilità sono influenzati dalla tensione superficiale dell'adesivo e dall'energia libera di superficie dell'aderendo. All'aumentare della bagnabilità, aumenta la capacità adesiva.

come le resine composite, invece, richiedono l'applicazione di una sostanza intermedia per unire l'elemento dentario al materiale da restauro, cioè il sistema adesivo; si tratta di un materiale, spesso un fluido viscoso, che viene posto fra superficie dentaria e materiale da restauro. Per ottenere un buon legame con un adesivo liquido è necessario che questo entri in contatto con il substrato, cioè sia in grado di distendersi in un sottile film e bagnare la superficie dell'aderendo (smalto e dentina). La bagnabilità indica il grado di espansione di una goccia di liquido sul substrato; l'angolo di contatto fra la goccia di liquido e la superficie è la misura di tale fenomeno. Più tale angolo, determinato dal piano del substrato e dalla tangente alla goccia di liquido, è acuto, più la bagnabilità sarà elevata, mentre tanto maggiore è il valore di questo angolo, tanto minore è la bagnabilità (fig. 13).

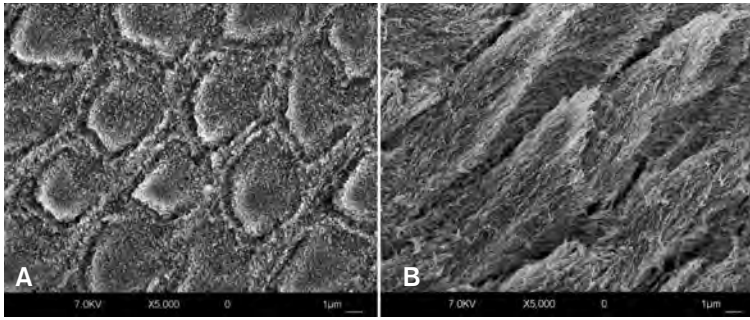
I principali fattori che influenzano l'angolo di contatto e quindi la bagnabilità sono:

- la tensione superficiale dell'adesivo, che indica la sua attitudine ad attrarre le proprie molecole più esterne;
- l'energia libera di superficie dell'aderendo, dovuta alla mobilità degli atomi esterni alla struttura molecolare, che non sono stabilizzati dalle cariche di altri atomi confinanti come accade invece nel corpo centrale del materiale stesso.

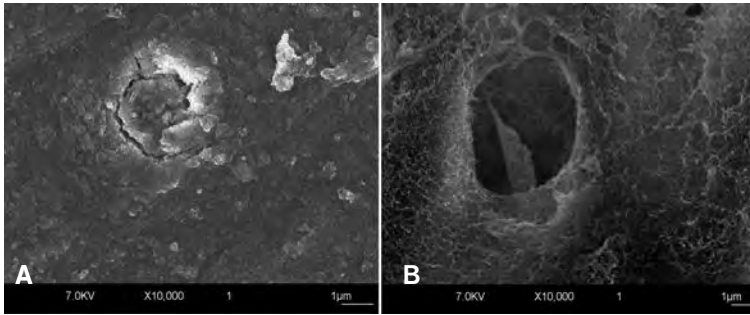
Per ottenere una buona adesione è necessario che la tensione superficiale dell'adesivo liquido sia equivalente o inferiore all'energia libera di superficie dell'aderendo: se ciò si verifica l'adesivo liquido scivola spontaneamente sul substrato ed è in grado di bagnarlo adeguatamente, e si verifica quindi un buon contatto fra liquido e tessuto.

La realizzazione di una buona adesione dipende dalle caratteristiche di superficie (rugosità) e dalla presenza di gruppi funzionali reattivi del materiale solido e dalla viscosità, idrofilia e presenza di gruppi reattivi dell'adesivo. In particolare, un sistema adesivo si comporta come un sistema anfifilico, ovvero contiene sia un gruppo idrofilo che idrofobo. Tale caratteristica permette al sistema adesivo di unire i tessuti dentali (con caratteristiche di spiccata idrofilia) con i materiali da restauro (con caratteristiche idrofobe al fine di garantirne la stabilità nel cavo orale nel tempo).

Quando si parla di adesione in odontoiatria non si può



FIGG. 14 Immagini ottenute al microscopio elettronico a scansione ad emissione di campo. A: smalto prismatico non mordenzato. B: smalto prismatico dopo mordenzatura con acido ortofosforico al 35% per 30 sec.



FIGG. 15 Immagini ottenute al microscopio elettronico a scansione ad emissione di campo. A: dentina non mordenzata e coperta da smear-layer. B: dentina dopo mordenzatura con acido ortofosforico al 35% per 15 sec. Risulta evidente la presenza di un tubulo dentinale aperti dall'azione dell'acido e la rete porosa di fibre collagene che costituisce la matrice inter-tubulare.

non tenere conto delle diverse caratteristiche dei tessuti dentari: i materiali devono infatti interagire sia con lo smalto che con la dentina, caratterizzati da una struttura profondamente differente. Pertanto, le interazioni che si instaurano fra adesivo e questi due tessuti non possono che essere diverse.

7.4.2.1 Substrato smalto

Lo smalto è un secreto mineralizzato costituito da cristalli aghiformi di idrossiapatite, che costituiscono la caratteristica struttura prismatica. La matrice inorganica complessiva è rappresentata per il 95-98% in peso e per l'86% in volume da minerali; l'acqua (circa il 3%) e la sostanza organica (proteine residue 1-2%) ne completano la struttura (figg. 14A, 14B).

Il 97% minerale è principalmente costituito da idrossiapatite. Ioni diversi possono però sostituirsi e formare apatiti con differenti caratteristiche chimico-fisiche, come fluoro-apatite e carbonato-apatite. L'idrossiapatite dello smalto presenta dimensioni tipiche di 160 nm di altezza e 40 nm di larghezza. La matrice organica è caratterizzata da carboidrati, lipidi, citrati e proteine in stato di gel in due frazioni: solubile (2/3) ed insolubile (1/3). L'acqua costituisce uno strato idratante attorno ai cristalliti necessario per favorire gli scambi ionici.

Caratteristica peculiare dello smalto è la disposizione dei cristalli a prismi esagonali che lo attraversano a tutto spessore fino quasi alla superficie. La zona più superficiale invece è caratterizzata da smalto aprismatico con una disposizione dei cristalli più variabile (figg. 14A, 14B).

Dal punto di vista dell'adesione il tessuto è omogeneo, ovvero la formazione e la stabilità dell'interfaccia adesiva non dipende dall'andamento dei prismi.

7.4.2.2 Substrato dentina

La composizione biochimica della dentina è caratterizzata da un 70% di materiale inorganico (principalmente idrossiapatite), da un 18% di materiale organico (collagene e altri composti non collagenici) e da un restante 12% di acqua (figg. 15A, 15B). È interessante osservare che la distribuzione in volume dei suoi componenti (50% di materiale inorganico e 50% di materiale organico e acqua) rende la dentina un substrato molto problematico, in quanto altamente idrofilo, riguardo all'adesione a resine adesive, soprattutto se altamente idrofobe. La dentina è caratterizzata dalla presenza di tubuli in cui scorre il fluido dentinale, con una pressione di circa 25-30 mm Hg. Le dimensioni e le caratteristiche dei tubuli possono variare con l'età ed in rapporto alla presenza di stimoli irritativi, dando origine a diversi quadri istologici (dentina primaria, secondaria, terziaria o sclerotica).

Inoltre, a differenza dello smalto, la dentina non è un substrato omogeneo nel suo spessore, in quanto riconosciamo differenti caratteristiche istologiche a seconda che consideriamo la dentina peritubulare (ricca di acqua e con scarso contenuto di fibre collagene) o la dentina intertubulare (con alto contenuto di collagene). Inoltre è importante considerare che i tubuli odontoblastici non sono paralleli fra loro, ma hanno un decorso radiale (dalla polpa alla periferia) e pertanto, passando dalla dentina superficiale alla dentina profonda, il diametro dei tubuli odontoblastici varia da 0,8 a 2,5 μm ed il numero da 20.000 a 45.000/mm².

Tali importanti modificazioni istologiche comportano differenze sostanziali di substrato tra la dentina superficiale e la dentina profonda ed i relativi valori

di adesione.

Dato che il numero e la dimensione dei tubuli raddoppia passando dalla dentina superficiale a quella profonda, si inverte il rapporto tra quantità di dentina peritubulare e dentina intertubulare, ovvero all'interno della medesima cavità possiamo trovare dentina profonda e dentina superficiale con caratteristiche istologiche completamente differenti.

- › dentina superficiale:
96% intertubulare, 3% peritubulare, 1% acqua;
- › Dentina profonda:
12% intertubulare, 66% peritubulare, 22% acqua.

A differenza dello smalto, inoltre, la dentina è un tessuto dinamico soggetto a rimodellamento e, pertanto, è noto che ne esistano differenti tipi identificabili come dentina secondaria, terziaria, sclerotica, subcariosa o ipermineralizzata, che costituiscono, nella realtà clinica, il tipico substrato della maggior parte dei restauri. In generale tali tipologie di dentina sono caratterizzate da elevata mineralizzazione, disorganizzazione della struttura tubulare, scarsa permeabilità e presenza di cristalli che ostruiscono il lume dei tubuli (figg. 15A, 15B).

7.4.3 I sistemi adesivi

I primi sistemi adesivi proposti erano resine fluide non caricate, idrofobe e affini alla matrice resinosa dei composti (BisGMA e TEGDMA); si trattava di agenti adesivi generalmente a base di BisGMA, ovvero un monomero viscoso e idrofobo generalmente diluito con monomeri idrofili a più bassa viscosità come il TEGDMA e l'HEMA (tab. 3).

Queste resine hanno la capacità di aderire allo smalto sottoposto ad un trattamento acido definito di mordenzatura, inizialmente proposto da Buonocore nel 1955. La procedura di mordenzatura acida dello smalto prevede l'applicazione di un acido forte, con $\text{pH} < 2$ (principalmente acido ortofosforico al 35-37%) per un tempo variabile dai 15 ai 60 secondi. Si ottiene così una demineralizzazione parziale dello smalto, che porta alla formazione di una superficie irregolarmente porosa, con spessore compreso tra i 5 ed i 50 μm , caratterizzata da un'elevata energia libera di superficie (circa 72 dyne/cm), pari circa al doppio di quella dello smalto non mordenzato (fig. 14).

I quadri istologici ottenibili con la mordenzatura acida sono tre:

$\begin{array}{c} \text{CH}_3 \quad \text{O} \\ \quad \\ \text{H}_2\text{C} = \text{C} - \text{C} - \text{O} - \text{CH}_2 - \text{CH}_2 - \text{OH} \end{array}$
HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate)
$\begin{array}{c} \text{CH}_3 \quad \text{O} \qquad \qquad \qquad \text{O} \quad \text{CH}_3 \\ \quad \qquad \qquad \qquad \quad \\ \text{H}_2\text{C} = \text{C} - \text{C} - \text{O} - \text{CH}_2 - \text{CH}_2\text{O} - \text{CH}_2 - \text{CH}_2 - \text{O} - \text{H}_2\text{C} - \text{CH}_2 - \text{O} - \text{C} - \text{C} = \text{CH}_2 \end{array}$
TEGDMA (triethylenglycol dimethacrylate)
$\begin{array}{c} \text{CH}_3 \quad \text{O} \qquad \qquad \qquad \text{O} \qquad \qquad \qquad \text{O} \quad \text{CH}_3 \\ \quad \qquad \qquad \qquad \quad \qquad \qquad \qquad \quad \\ \text{H}_2\text{C} = \text{C} - \text{C} - \text{O} - \text{CH}_2 - \text{CH}_2 - \text{O} - \text{P} - \text{O} - \text{H}_2\text{C} - \text{CH}_2 - \text{O} - \text{C} - \text{C} = \text{CH}_2 \\ \\ \text{OH} \end{array}$
2-MP (Bis[2-(methacryloyloxy) ethyl] phosphate)
TCDM di(hydroxyethylmethacrylate)ester of 5-(2,5-dioxotetrahydrofurfuryl)-3-methyl-3-cyclohexenyl -1,2-dicarboxylic acid.
Bis-GMA 2,2-bis[4-(2-hydroxy-3-methacryloyloxy propoxy)]-phenyl propane

TAB. 3 Esempi di resine frequentemente presenti nei sistemi adesivi smaltodentinali.

- › tipo 1: demineralizzazione della parte centrale dei prismi, con conservazione della zona periferica ed interprismatica;
 - › tipo 2: i prismi non sono intaccati, mentre viene demineralizzata la zona interprismatica;
 - › tipo 3: sono presenti entrambi gli aspetti precedenti.
- Dopo la mordenzatura, l'acido deve essere rimosso adeguatamente mediante lavaggio e lo smalto asciugato perfettamente, fino ad assumere un aspetto bianchissimo, che non è tuttavia indice di mordenzatura efficace.

Ogni eventuale contaminazione dello smalto mordenzato può compromettere la qualità delle porosità e, pertanto, l'operazione deve essere ripetuta. Le resine idrofobe, in virtù dell'elevata energia superficiale dello smalto mordenzato ed asciutto, penetrano nelle anfrattuosità e dopo la loro polimerizzazione vi rimangono intrappolate, dando così origine ad un fenomeno di adesione micromeccanica. È comunque possibile la formazione di legami chimici secondari fra il calcio dell'idrossiapatite e gruppi carbossilici del sistema adesivo.

La dentina, per la presenza della componente organica e del fluido dentinale, è caratterizzata da una bassa energia di superficie (anche dopo mordenzatura) e non è pertanto in grado di legarsi a questo tipo di resine.

Lo sviluppo degli adesivi smaltodentinali propriamente detti ha mirato da sempre alla realizzazione di un prodotto capace di legarsi alla dentina e di essere allo stesso tempo efficace anche a livello dello smalto. Gli adesivi smaltodentinali inizialmente erano rappresentati da molecole in grado di chelare il calcio della dentina. La forza di adesione sviluppata era estremamente bassa, pari a 2-5 MPa, incapace di contrastare la forza sviluppata nella contrazione da polimerizzazione del materiale composito. Inoltre questi materiali si legavano unicamente alla componente inorganica della dentina. Gli adesivi smaltodentinali hanno solo successivamente visto l'introduzione dei primer, molecole bifunzionali in grado di modificare le caratteristiche della dentina, rendendola affine alle resine adesive. I primer permettono il legame sia con la componente organica che inorganica della dentina, per la presenza di gruppi idrofili, e si legano alla resina dell'adesivo attraverso gruppi metacrilati idrofobi. Il legame con la componente inorganica avviene attraverso il calcio, che si lega a gruppi fosfatici, amminici e dicarbossilici dei primer; il legame con la componente organica avviene invece con i gruppi -NH ed -OH del collagene, attraverso gruppi isocianati, aldeidi, anidridi e carbossilici. Il primer più utilizzato è l'HEMA, anche in associazione alla glutaraldeide al 5% (con azione di denaturazione delle proteine); altri primer sono costituiti da NPG-GMA e PMDM o da NTG-GMA e 4Meta. La forza di adesione sviluppata da tali adesivi è comunque bassa, inferiore ai 10 MPa. Il legame che essi sviluppavano, infatti, avveniva prevalentemente attraverso lo smear layer o fango dentinale.

Lo smear layer (figg. 15) è uno strato amorfo di 3-10 μm di spessore, costituito da detriti organici ed inorganici, oltre che da batteri, che si sviluppa invariabilmente durante la strumentazione meccanica o manuale della dentina e che non può essere rimosso con il semplice lavaggio con acqua o acidi deboli. Si distingue uno smear layer superficiale ed uno intratubulare, caratterizzato dalla deposizione all'interno dei tubuli dentinali con formazione dei cosiddetti smear plug o zaffi di smear layer che si impacchettano all'interno dei tubuli dentinali, occludendoli. Lo smear layer non è fortemente coesivo, per cui la sua degradazione porta alla formazione di una fessura marginale, se gli adesivi si legano ad esso. La sua rimozione è stata comunque sconsigliata per molto tempo, ritenendo che svolgesse una funzione di protezione nei confronti della polpa, impedendo la diffusione di sostanze nocive attraverso i tubuli. Con gli adesivi dentinali successivi si è avuto il primo tentativo di asportazione dello smear layer, anche se parziale, attraverso l'utilizzo dei cosiddetti condizionatori dentinali, rappresentati da acidi deboli (acido maleico al 2,5% o EDTA al 17%), che, tuttavia, sono in grado di rimuovere lo smear layer, ma non gli smear plug.

Nonostante il condizionamento della dentina, il miglioramento della forza di adesione dei sistemi adesivi è stato minimo, appena superiore ai 10 MPa. È soltanto con gli adesivi smaltodentinali, che prevedevano l'utilizzo di acidi più forti, che si è avuta una vera svolta nel concetto di adesione dentaria. Questi sistemi adesivi si basano infatti sul pretrattamento della dentina con gli stessi acidi forti utilizzati per lo smalto (acido ortofosforico al 35-37%), sebbene con tempi di applicazione inferiori (15-30 sec). La mordenzatura acida della dentina permette la completa rimozione dello smear layer e degli smear plug, rendendo pervi gli imbocchi dei tubuli dentinali, ed inoltre provoca la demineralizzazione della componente inorganica della dentina peritubulare ed intertubulare per uno spessore di circa 5-15 μm (figg. 15). Gli imbocchi dei tubuli appaiono così svasati, imbutiformi, circondati da un'impalcatura di fibre collagene, esposte in seguito alla demineralizzazione. Il primer (HEMA) è in grado di reagire con il suo gruppo idrofilo con le fibre collagene, rendendole bagnabili dalla resina adesiva. La diffusione del primer fra le fibre collagene è favorita dalla presenza di solventi idrofili (alcol o acetone), che fungono da agenti veicolanti e che vanno poi incontro ad evaporazione.

Oltre al legame chimico con le fibre collagene, l'adesione si sviluppa meccanicamente attraverso la formazione di zaffi di resina (resin tag) e dello strato ibrido. Gli zaffi di resina si formano in seguito alla penetrazione dell'adesivo nei tubuli aperti: essi aumentano l'adesione del restauro di circa il 10-30% per incremento della superficie di contatto e per lo sviluppo di zone di sottosquadro.

Per molto tempo si è ritenuta fondamentale la lunghezza degli zaffi (circa 10-20 μm); in realtà è importante la connessione dell'adesivo con le fibre collage-

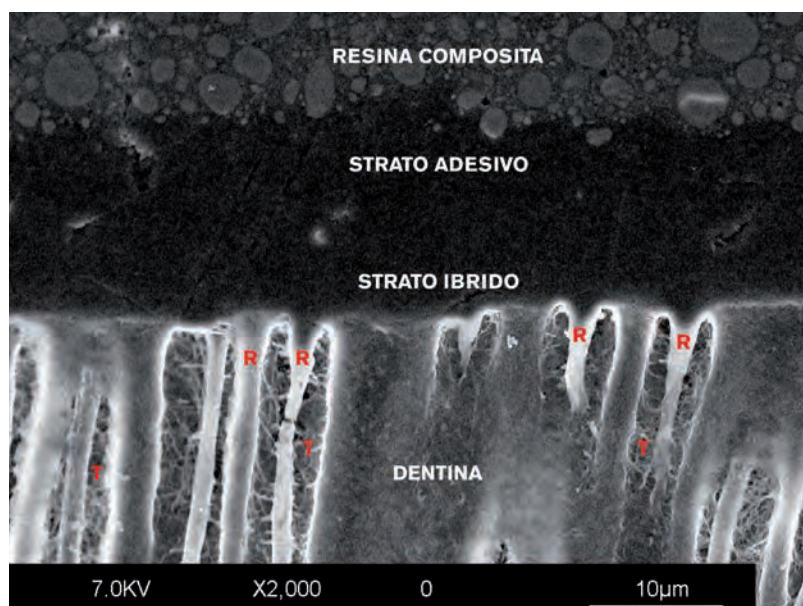


FIG. 16 Strato ibrido creato dal sistema self-etch 2-step PEAK SE (Ultradent). Si evidenzia la resina composita, lo strato di adesivo, lo strato ibrido (caratterizzato dall'impregnazione dello smear layer e della dentina da parte del sistema adesivo), i resin tags (R), ovvero zaffi resinosi che penetrano nei tubuli dentinali (T), e la dentina.

ne delle pareti tubulari: si distinguono infatti zaffi di resina adesivi, strettamente adesi alle pareti dei tubuli, caratterizzati da una base imbutiforme che riproduce la forma degli imbrocchi tubulari, cavi all'interno e con una depressione concava all'estremità, e zaffi non adesivi, non cavi ma pieni e completamente staccati dalle pareti.

Lo strato ibrido (fig. 16), di uno spessore generalmente inferiore ai $10\ \mu\text{m}$, è stato descritto per la prima volta da Nakabayashi nel 1992 ed è una zona di interdizione collagene-resina, caratterizzata da fibre collagene inglobate nella resina. Lo strato ibrido unisce le caratteristiche di due materiali di natura molto diversa, la resistenza alla compressione della resina e la resistenza alla trazione delle fibre collagene. Oltre ad aumentare la ritenzione del restauro, è acido-resistente e quindi cario-resistente e presenta un modulo di elasticità intermedio fra quello della dentina e quello del composito, fungendo da ammortizzatore per le tensioni che si sviluppano durante la contrazione da polimerizzazione. La forza di adesione che si sviluppa con questi sistemi adesivi è superiore ai 20 MPa. È tuttavia necessario che le fibre collagene esposte siano inglobate del tutto nella resina. Fibre non inglobate rappresentano un punto di debolezza del legame adesivo e quindi del restauro, perché possono dare origine ad una fessura marginale inferiore al micron (nanoleakage), nella quale possono tuttavia penetrare fluidi, ioni ed enzimi che portano all'idrolisi delle fibre collagene ed alla degradazione delle resine, con allargamento della fessura, finché i batteri, con un diametro medio di $1\text{-}2\ \mu\text{m}$, riescono a penetrare nella fessura e a formare carie secondarie. Perché le fibre collagene siano adeguatamente inglobate è necessario che la resina possa penetrare agevolmente tra esse. Dopo la mordenzatura l'impalcatura di fibre collagene è sostenuta soltanto dall'umidità, che mantiene le fibre espanse. Un'asciugatura eccessiva porta al collasso delle fibre, che formano uno strato di 1-2

micron, detto collagen smear layer, denso e con spazi interfibrillari ridotti, per cui la resina riesce a penetrare solo parzialmente, formando uno strato definito ibrido. Anche un'asciugatura scarsa è negativa: l'eccesso di umidità, infatti, diluisce eccessivamente il primer, non riuscendo a rivestire tutte le fibre, che pertanto non si legheranno alla resina. Anche una mordenzatura eccessiva deve essere evitata: i monomeri di resina hanno una capacità di penetrazione limitata e se lo strato mordenzato è troppo spesso le fibre più profonde non potranno essere inglobate nella resina. La necessità di non asciugare eccessivamente la dentina porta inevitabilmente all'impossibilità di asciugare perfettamente lo smalto, passaggio considerato fondamentale per una buona adesione. La presenza dei solventi idrofili dei primer, tuttavia, applicati anche allo smalto, permettono la penetrazione della resina nelle anfrattuosità anche in presenza di un ambiente umido, ottenendo livelli di adesione sovrapponibili a quelli tradizionali.

Gli ultimi adesivi smaltodentinali introdotti sono stati formulati con l'intento di ridurre i tempi operativi, unendo in un unico prodotto molecole che nei sistemi precedenti venivano fornite separatamente. Si hanno così i self-etching primer, che uniscono il mordenzante al primer, e i self-priming adhesive o bonding, che uniscono il primer all'adesivo. In realtà questi prodotti devono essere applicati in due tempi, pertanto non vi è un effettivo vantaggio operativo.

I self-etching primer, inoltre, non prevedono il lavaggio del mordenzante, per cui lo smear layer ed i prodotti di demineralizzazione della dentina rimangono in situ, inglobati dallo strato ibrido, che è molto sottile, ma uniforme, perché le fibre esposte vengono inglobate del tutto dalla resina. Questi prodotti sono meno efficaci a livello dello smalto (mordenzatura inferiore) e non rimuovono gli smear plug, per cui alcuni autori ne consigliano l'utilizzo solo sulla dentina sclerotica, atubulare, ove la formazione di zaffi di resina non è richiesta.

ETCH-AND-RINSE		SELF-ETCH O ETCH-AND-DRY	
3-step	2-step	2-step	1-step
4° generazione	5° generazione	6° generazione	7-8° generazione
Etching 1. Applicare per 15 sec. 2. Risciacquare abbondantemente per 15 sec. 3. Asciugare delicatamente senza essiccare la dentina	Etching 1. Applicare per 15 sec. 2. Risciacquare abbondantemente per 15 sec. 3. Asciugare delicatamente senza essiccare la dentina	Etching & Primer 1. Applicare per il tempo indicato dal produttore ed asciugare delicatamente senza risciacquare	Etching & Primer & Bonding 1. Applicare 1 - 5 strati di etching & primer & bonding soffiando leggermente al fine di favorire l'evaporazione del solvente 2. Polimerizzare
Primer 4. Applicare 1 - 5 strati di primer soffiando leggermente al fine di favorire l'evaporazione del solvente	Primer & Bonding 4. Applicare 1 - 5 strati di primer & bonding soffiando leggermente al fine di favorire l'evaporazione del solvente 5. Polimerizzare		
Bonding 5. Applicare uno strato, soffiare leggermente per ottenere uno strato uniforme 6. Polimerizzare		Bonding 2. Applicare uno strato, soffiare leggermente per ottenere uno strato uniforme, 3. Polimerizzare	

TAB. 4 Classificazione e modalità di applicazione dei sistemi adesivi in base alla loro classe di appartenenza.

7.4.4 Classificazione degli adesivi

Esistono differenti modalità di classificazione dei sistemi adesivi:

- › generazione: in base alla cronologia della loro comparsa sul mercato;
- › numero di step: a seconda del numero di passaggi clinici necessari alla corretta applicazione;
- › tipo di solvente: in base al solvente in essi contenuto (per migliore la fluidità della resina) che generalmente può essere etanolo, acetone o acqua o una combinazione di questi.

Come precedentemente descritto, le fasi chimiche e fisiche dell'adesione devono rendere compatibile un substrato idrofilo con un materiale idrofobo. A tale scopo qualunque tipo di sistema adesivo deve contenere i tre agenti fondamentali che rendono possibile tale compatibilità:

- › **etching**: un agente mordenzante al fine di aumentare l'energia libera di superficie;
- › **primer**: un agente per aumentare la bagnabilità del sistema adesivo;
- › **bonding**: un agente allo scopo di infiltrare e costituire effettivamente il legame con il materiale da restauro.

I tre composti chimici possono essere differenzialmente combinati nel sistema adesivo, ma sono sempre presenti in qualunque formulazione (tab. 4). Per tale motivo la classificazione universalmente accettata è proprio quella che si basa sul numero degli step, ovvero su come etching & primer & bonding vengono combinati tra loro e quindi applicati clinicamente al substrato.

Le differenti possibili formulazioni sono:

- › adesivi 3-step (a 3 passaggi): etching - primer - bonding sono agenti separati e vengono applicati singolarmente e in maniera sequenziale;
- › adesivi 2-step (a 2 passaggi): etching - primer & bonding; questi ultimi sono miscelati in un'unica bottiglia e quindi applicati simultaneamente dopo l'etching;
- › adesivi 2-step (a 2 passaggi): etching & primer - bonding: i primi due sono uniti in un unico componente (chiamato self-etching primer) che viene applicato e asciugato all'aria; quindi viene applicato il bonding, chimicamente molto simile a quello utilizzato per i 3-step;
- › adesivi 1-step (a 1 passaggio): etching & primer & bonding sono uniti in un unico composto al fine di ottenere un'applicazione combinata e simultanea.

I primi due gruppi sono caratterizzati dall'uso dell'acido mordenzante, separato rispetto a primer e bonding: l'acido viene applicato e quindi lavato e, pertanto, tali sistemi adesivi sono definiti anche "etch-and-rinse" ovvero "mordenzamento e lavaggio". In passato erano chiamati "total etch", anche se in realtà tale definizione si riferisce alla simultanea mordenzatura di smalto e dentina introdotta da Fusayama nel 1982.

Il terzo ed il quarto gruppo sono invece caratterizzati dalla presenza dell'etching unito al primer (2-step) o anche al bonding (1-step). In tal caso l'etching non deve essere rimosso mediante lavaggio (in quanto questo comporterebbe la contemporanea rimozione anche del primer e/o del bonding negli adesivi 1-step), e pertanto sono detti "self-etch", o "etch-and-dry", ovvero "mordenzamento e asciugatura".

go". È importante sottolineare che la differenza più significativa tra sistemi "etch-and-rinse" e i sistemi "etch-and-dry" non è tanto nel tipo di acido utilizzato nella formulazione dell'etching (o nella sua capacità demineralizzante) ma soprattutto nel fatto che nei primi l'agente mordenzante viene rimosso tramite abbondante lavaggio con acqua, mentre nei secondi l'agente mordenzante rimane sul substrato ed asciugato mediante getto d'aria. Pertanto l'inattivazione dell'etching nei sistemi "etch-and-dry" avviene mediante tamponamento chimico dell'agente mordenzante da parte dell'idrossiapatite rimossa al substrato smalto/dentina.

7.4.5 Modalità cliniche di utilizzo dei sistemi adesivi

7.4.5.1 Etch-and-rinse

La mordenzatura acida, generalmente effettuata con acido ortofosforico al 35-37% e successivamente rimosso mediante lavaggio con acqua, permette di aumentare l'energia libera di superficie e quindi preparare il substrato alla successiva applicazione di primer e bonding.

A livello dello smalto l'acido ortofosforico demineralizza la sostanza interprismatica, esponendo i prismi dello smalto, permettendo quindi all'adesivo di creare i macro-zaffi (macro-tag) durante il processo di infiltrazione. Contemporaneamente avviene una dissoluzione di sostanza inter-cristallina permettendo in seguito la formazione di micro-tag. Studi ultra-morfologici e trial clinici hanno dimostrato che il tempo di mordenzatura corretto dello smalto mediante un gel di acido ortofosforico al 35-37% è pari a 15-30 sec. Tempi di mordenzatura inferiori determinano una insufficiente preparazione dello smalto con la creazione di un legame con bassi valori di adesione e problematiche cliniche legate al fallimento del sigillo marginale; tempi superiori non determinano alcun beneficio al processo di adesione, ma solo una ingiustificata rimozione di sostanza.

A livello della dentina l'applicazione di un gel di acido ortofosforico al 35-37% permette di:

- › eliminare lo smear layer e gli smear plug, ovvero i detriti di strumentazione presenti sulla superficie della dentina e all'imbocco dei tubuli;
- › demineralizzare la dentina superficiale esponendo la matrice organica;
- › rimuovere la dentina peritubulare rendendo l'imboccatura dei tubuli di forma imbutiforme.

Al fine di determinare il tempo corretto di mordenzatura della dentina sono stati effettuati molti studi clinici e morfologici. Appare evidente come sia importante non ipermordenzare la dentina al fine di non demineralizzare una grande quantità di tessuto che poi non sarebbe infiltrabile dal siste-

ma adesivo, ovvero la mordenzatura e l'esposizione della dentina dovrebbero teoricamente corrispondere esattamente alla dentina infiltrabile dal sistema adesivo. Visto che quest'ultimo riesce a impregnare la dentina demineralizzata per circa 3-5 μm , la mordenzatura non deve eccedere tale limite e pertanto deve essere limitata a 15 sec. In caso di ipermordenzatura, la presenza di un substrato demineralizzato e non correttamente infiltrato al di sotto dello strato ibrido determina sensibilità postoperatoria e gap marginale. Inoltre, è stato evidenziato che tempi di esposizione superiori a 15 sec. determinano modificazioni strutturali del collagene, che perde alcune delle sue caratteristiche strutturali, dando origine a uno strato ibrido non ottimale.

7.4.5.2 Etch-and-rinse 3-step

I sistemi adesivi appartenenti a tale categoria sono caratterizzati dall'applicazione sequenziale e distinta di acido mordenzante, primer e agente adesivo. Tali sistemi sono stati introdotti sul mercato da molto tempo ed hanno come vantaggio l'indubbia affidabilità testimoniata da numerosi articoli scientifici, che evidenziano come tali sistemi adesivi siano ancora oggi il "gold standard" per l'odontoiatria adesiva in termini di efficacia, valori di adesione, stabilità del sigillo e durata dell'interfaccia adesiva.

Modalità di applicazione clinica

- › **Etching:** applicare il gel mordenzante sulla superficie dello smalto per 15 sec, quindi estendere la mordenzatura alla dentina per altri 15 sec. Sciacquare abbondantemente la superficie mordenzata per rimuovere ogni residuo di acido. Si consiglia un tempo di risciacquo con spray aria/acqua pari almeno al tempo di mordenzatura. L'asciugatura non necessita particolari precauzioni in quanto la successiva applicazione del primer garantisce la corretta idratazione delle fibrille collagene esposte (fig. 17, tab. 5).
- › **Primer:** applicare il primer generosamente sulla superficie garantendo una copertura uniforme della superficie mordenzata. Riapplicare in caso di presenza di zone dall'aspetto "gessoso" che debbono apparire invece "lucide" e chiaramente "bagnabili" dal sistema adesivo. Il primer può essere applicato in ripetuti strati, infine deve essere applicato un getto d'aria per 5 sec in via indiretta al fine di rimuovere gli eccessi e far evaporare il solvente (fig. 17, tab. 5).
- › **Bonding:** applicare il bonding avendo cura di creare uno strato omogeneo ed abbondante sulla superficie della cavità. Quindi soffiare delicatamente aria al fine di ottenere uno spessore uniforme dell'adesivo e permettere l'evaporazione del solvente e procedere alla corretta polimerizzazione (fig. 17, tab. 5).

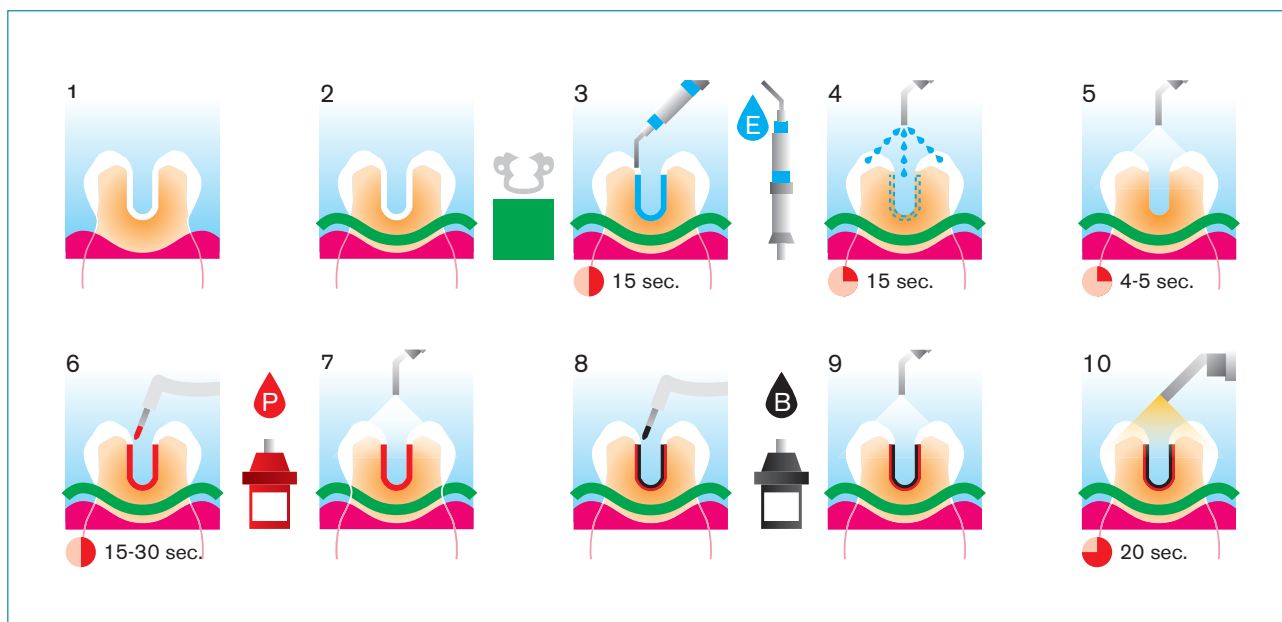


FIG. 17 Schema di un sistema adesivo etch-and-rinse 3-step che prevede l'applicazione sequenziale dei tre "principi attivi" separatamente, etching, primer e bonding.

APPLICAZIONE CLINICA

Etching

1. Applicare acido ortofosforico 35%-37% sullo smalto per 15-30 sec ed alla dentina per 15 sec.
2. Lavare accuratamente della dentina mordenzata per 15 sec con spray aria/acqua
3. Asciugare delicatamente per rimuovere l'eccesso di acqua

Primer

4. Applicare attivamente il primer (con un brush o pennellino) per almeno 30 sec.
5. Controllare che la superficie della dentina sia lucente dopo lieve asciugatura, in caso il primer va riapplicato
6. Evaporare completamente il solvente del primer con soffio di aria leggero per circa 15 sec.

Bonding

7. Applicare generosamente l'adesivo con brush o pennellino
8. Usare il brush per creare uno strato sottile ed omogeneo di adesivo
9. Polimerizzare per il tempo indicato dalla casa produttrice, normalmente è intorno ai 10-20 sec.

VANTAGGI	SVANTAGGI	ERRORI CLINICI COMUNI
<ol style="list-style-type: none"> 1. La mordenzatura con acido ortofosforico permette la migliore adesione allo smalto 2. Numerosi studi suggeriscono il loro impiego su differenti substrati, compresi metalli e ceramiche 3. Permettono di ottenere i più alti valori di adesione alla dentina tra i vari sistemi adesivi 4. Generalmente contengono un attivatore duale per i restauri indiretti e l'amalgama adesivo 5. Possono essere utilizzati con la clorexidina al fine di preservare il legame adesivo nel tempo 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Bottiglie multiple rendono il loro utilizzo più complesso 2. Possibilità di esaurire un componente prima degli altri 3. Possibilità di invertire primer e bonding 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Ipermordenzatura della dentina 2. Lavaggio insufficiente del gel 3. Superficie della dentina troppo bagnata o troppo asciutta 4. Applicazione insufficiente del primer 5. Insufficiente evaporazione del primer 6. Applicazione di uno strato troppo sottile di adesivo 7. Insufficiente polimerizzazione dell'adesivo

TAB. 5 Modalità di applicazione clinica, vantaggi e svantaggi dei sistemi etch-and-rinse 3-step.

7.4.5.3 Etch-and-rinse 2-step

Tali sistemi si differenziano dai precedenti per la simultanea applicazione di primer e bonding; risulta quindi cruciale il controllo accurato del processo di

infiltrazione e per questo motivo si consiglia un'applicazione su un substrato di dentina umida, ovvero non essiccata dopo l'applicazione e il risciacquo del mordenzante. Appare infatti evidente che l'applicazione di un agente primer/bonding combinato necessita

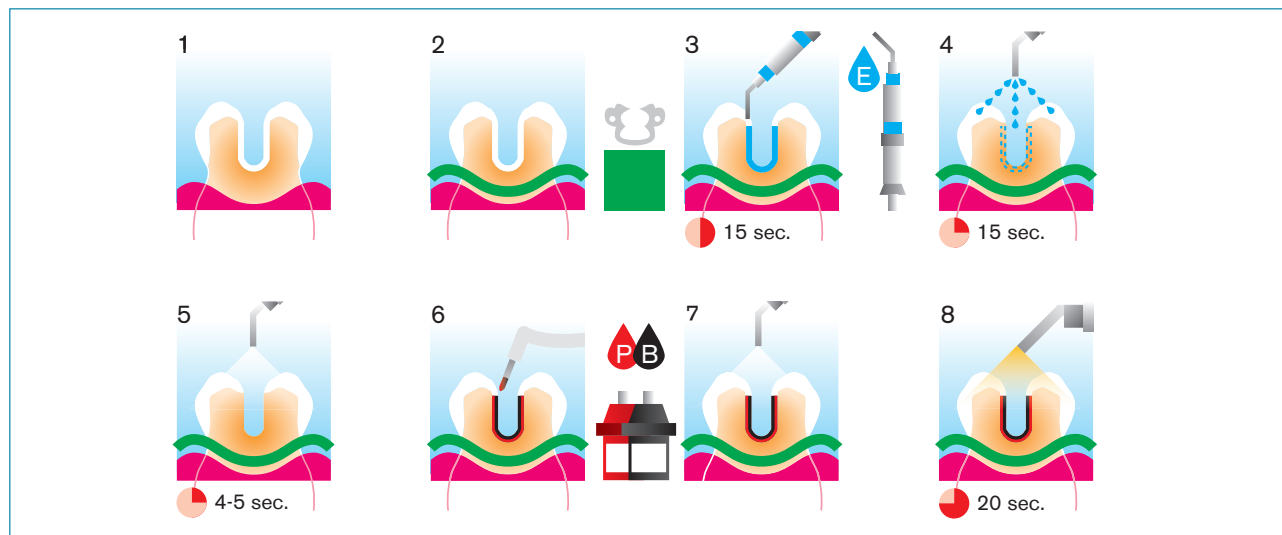


FIG. 18 Schema di un sistema adesivo etch-and-rinse 2-step che prevede l'applicazione sequenziale dell'etching seguita da un agente primer & bonding in un'unica soluzione.

APPLICAZIONE CLINICA		
<p>Etching</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Applicare l'acido ortofosforico 35%-37% sullo smalto per 15-30 sec ed alla dentina per 15 sec. 2. Lavare accuratamente la dentina mordenzata per 15 sec con spray aria/acqua 3. Asciugare delicatamente per rimuovere l'eccesso di acqua <p>Primer & bonding:</p> <ol style="list-style-type: none"> 4. Applicare attivamente il primer & bonding (con un brush o pennellino) per almeno 30 sec. fino ad ottenere una superficie ben lucida 5. Evaporare completamente il solvente con soffio di aria leggero per circa 15 sec. 6. Ripetere l'applicazione del primer & bonding 7. Polimerizzare per il tempo indicato dalla casa produttrice che normalmente è intorno ai 10-20 sec. 		
VANTAGGI	SVANTAGGI	ERRORI CLINICI COMUNI
<ol style="list-style-type: none"> 1. La mordenzatura con acido ortofosforico permette la migliore adesione allo smalto 2. Forza di legame immediata elevata 3. L'uso combinato di primer e bonding riduce i tempi di applicazione 4. Possono essere utilizzati con la clorexidina al fine di preservare il legame adesivo nel tempo 	<ol style="list-style-type: none"> 1. La maggior parte dei sistemi etch-and-rinse 2-step presenta valori di adesione inferiori rispetto agli stessi sistemi se prodotti in versione etch-and-rinse 3-step 2. Sistemi a base di acetone perdono la loro efficacia per una rapida evaporazione del solvente 3. Sistemi a base di acetone necessitano di molti strati 4. Alcuni sistemi non sono compatibili con materiali compositi/cementi a polimerizzazione duale 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Ipermordenzatura della dentina 2. Lavaggio insufficiente del gel 3. Superficie della dentina troppo bagnata o troppo asciutta 4. Insufficiente infiltrazione del primer & bonding 5. Insufficiente evaporazione del solvente 6. Applicazione di uno strato troppo sottile di adesivo 7. Insufficiente polimerizzazione dell'adesivo

TAB. 6 Modalità di applicazione clinica, vantaggi e svantaggi dei sistemi etch-and-rinse 2-step.

un substrato altamente poroso, caratterizzato da ampi spazi tra le fibrille collagene al fine di impregnare al meglio la matrice dentinale mordenzata. L'applicazione dell'adesivo sulla dentina umida permette il mantenimento di una idratazione delle fibrille collagene e quindi ampi spazi interfibrillari tra i quali può avvenire più facilmente il processo di diffusione e impregnazione della resina.

Modalità di applicazione clinica

- › **Etching:** analogo al precedente, facendo però attenzione a non asciugare troppo la dentina mordenzata per garantire una adeguata porosità del substrato e quindi favorire l'infiltrazione delle fibrille collagene esposte dalla mordenzatura (fig. 18, tab. 6).
- › **Primer & bonding:** applicare il primer & bonding generosamente garantendo una copertura uniforme della superficie mordenzata. Riapplicare in caso di presenza di zone dall'aspetto "gessoso" e preferibilmente utilizzare una "continuous brushing technique", ovvero strofinare l'adesivo in cavità al fine di favorire la migliore impregnazione possibile del substrato. L'applicazione dell'adesivo deve durare almeno 30 sec per garantire una corretta impregnazione, quindi l'adesivo deve esser soffiato, per garantire l'evaporazione del solvente e adeguatamente polimerizzato (fig. 18, tab. 6).

7.4.5.4 Self-etch o etch-and-dry

I sistemi self-etch prevedono l'applicazione di un agente acido (etching & primer in caso di adesivi 2-step o etching & primer & bonding in caso di adesivi 1-step), seguito da sola asciugatura della superficie dentale. Tali sistemi pertanto non necessitano di lavaggio (altrimenti verrebbe eliminato il primer) e l'etching viene inattivato dai sali di idrossiapatite liberatisi dalla superficie dentale. Tale modalità di applicazione esita in differenti quadri morfologici a livello di smalto e dentina.

A livello dello smalto i sistemi self-etch producono modificazioni differenti a seconda del loro pH:

- › se il pH è maggiore di 4: nessuna o scarsa modificazione dello smalto;
- › se il pH è compreso fra 2 e 4: pattern misto di zone mordenzate e zone non mordenzate;
- › se il pH è inferiore a 2: il pattern di superficie ha caratteristiche morfologiche analoghe a quello generato dall'acido ortofosforico.

Il fatto però che i sistemi adesivi self-etch con pH inferiore a 2 siano in grado di determinare un pattern di demineralizzazione dello smalto simile a quello creato dall'acido ortofosforico, non dimostra però che l'efficacia clinica sia paragonabile alla tecnica etch-and-rinse. Numerosi studi clinici hanno infatti evidenziato che l'uso dell'acido ortofosforico al 35-37% è da preferirsi per quanto riguarda l'adesione allo smalto non strumentato.

A livello della dentina i sistemi self-etch non rimuovo-

no lo smear layer e gli smear plug, ma li demineralizzano favorendone l'impregnazione da parte dei monomeri adesivi e quindi l'incorporazione nello strato ibrido. Lo smear layer infiltrato viene detto "modified smear layer" divenendo parte dell'hybrid layer.

Analogamente allo smalto, i sistemi self-etch producono differenti modificazioni morfologiche della dentina a seconda della loro intrinseca acidità. I self-etch vengono classificati in:

- › **mild:** hanno un pH superiore a 3-4 e permettono solo la demineralizzazione parziale dello smear layer e degli smear plug;
- › **intermediate:** hanno un pH vicino a 2 e sono in grado di demineralizzare completamente lo smear layer permettendone alla resina una sua impregnazione completa;
- › **aggressive:** hanno un pH prossimo a 1 e pertanto eliminano lo smear layer e gli smear plug demineralizzando anche la superficie della dentina sana e permettendo quindi l'infiltrazione del sistema adesivo anche nella dentina.

7.4.5.5 Self-etch o etch-and-dry 2-step

Tali sistemi adesivi sono caratterizzati da un self-etching & primer seguito da un bonding idrofobo separato e chimicamente analogo al bonding del sistema etch-and-rinse 3-step.

Modalità di applicazione clinica

- › **Etching & primer:** applicare generosamente il self-etching primer sullo smalto e sulla dentina per il tempo indicato dal produttore, quindi soffiare delicatamente al fine di rimuovere gli eccessi. Durante l'applicazione può essere indicata la "continuous brushing technique" al fine di rinnovare continuamente l'acido sulla superficie dentale (fig. 19, tab. 7);
- › **Bonding:** applicare il bonding avendo cura di creare uno strato omogeneo ed abbondante sulla superficie della cavità. Quindi soffiare delicatamente aria al fine di ottenere uno spessore uniforme dell'adesivo, permettere l'evaporazione del solvente e procedere alla corretta polimerizzazione (fig. 19, tab. 7).

Alcuni prodotti, pur presentandosi come adesivi self-etch 2-step, si differenziano da altri materiali della stessa categoria in quanto l'agente mordenzante è contenuto nel secondo liquido. La componente acida viene mantenuta separata dalla soluzione acquosa contenuta nel primo flacone per prevenire fenomeni di dissociazione che porterebbero alla perdita di efficacia dell'azione mordenzante.

Recenti studi hanno inoltre evidenziato come tali sistemi adesivi siano in grado di stabilire anche un legame chimico (oltre che micromeccanico) con l'idrossiapatite residua presente sulle fibrille collagene. Tale legame sarebbe di grande rilevanza per la stabilità dell'interfaccia adesiva nel tempo.

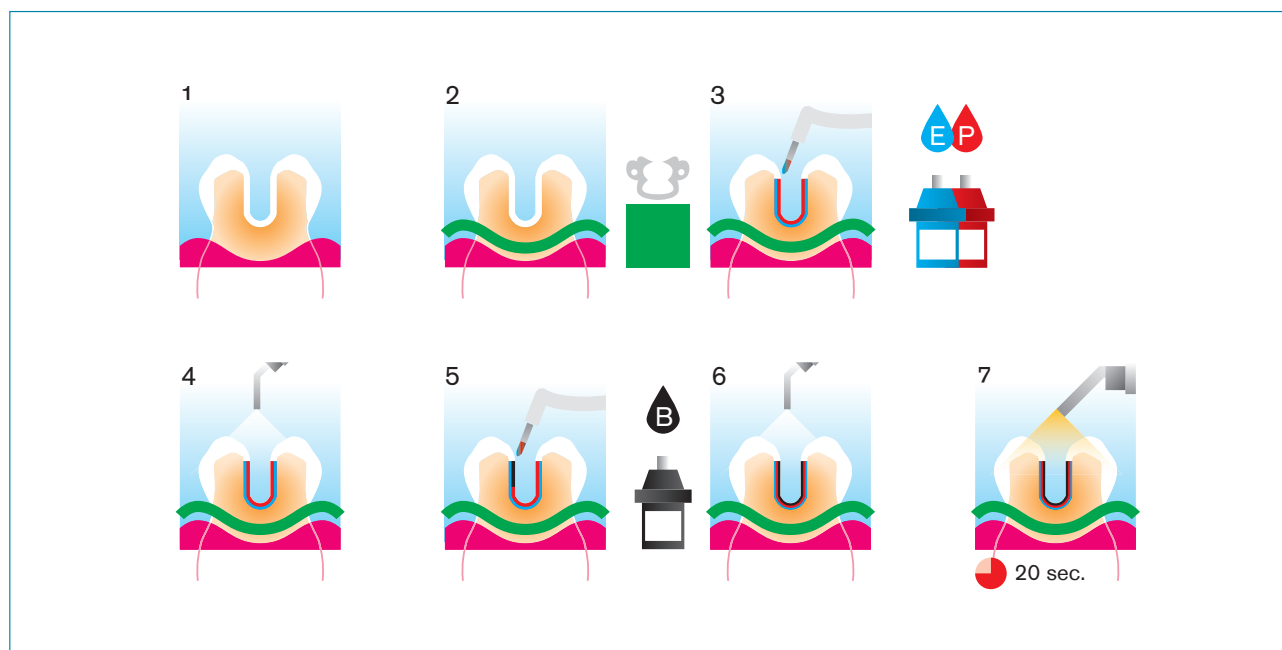


FIG. 19 Schema di un sistema adesivo self-etch o etch-and-dry 2-step che prevede l'applicazione dell'etching & primer seguita da un agente bonding.

APPLICAZIONE CLINICA

Etching & primer:

1. Effettuare la mordenzatura selettiva dello smalto con acido ortofosforico 35-37% per 15 sec.
2. Lavare con spray aria/acqua per 15 sec.
3. Applicare attivamente il self-etching&primer sullo smalto mordenzato e sulla dentina non mordenzata per il tempo indicato dal produttore (generalmente 20 sec.)
4. Asciugare delicatamente con getto di aria per evaporare il solvente e far terminare la reazione di demineralizzazione

Bonding:

5. Applicare generosamente l'adesivo con brush o pennellino
6. Usare il brush per creare uno strato sottile ed omogeneo di adesivo
7. Polimerizzare per il tempo indicato dalla casa produttrice che normalmente è intorno ai 10-20 sec.

VANTAGGI	SVANTAGGI	ERRORI CLINICI COMUNI
<ol style="list-style-type: none"> 1. Nessuna necessità di risciacquo, applicazione rapida e standardizzabile 2. Nessun rischio di errato controllo dell'umidità dentinale 3. Numerosi studi confermano ottimi valori in dentina 4. La presenza di un legame chimico addizionale (rispetto a quello micromeccanico) stabilizza l'adesione nel tempo 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Scarso adattamento marginale allo smalto se non viene effettuata la mordenzatura 2. Il mantenimento dello smear layer all'interno dello strato ibrido potrebbe minare l'integrità del legame nel tempo 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Mordenzatura dello smalto insufficiente se non viene effettuata in via preliminare e selettiva 2. Applicazione della mordenzatura preliminare sulla dentina che riduce invece i valori di adesione impedendo la formazione del legame chimico

TAB. 7 Modalità di applicazione clinica, vantaggi e svantaggi dei sistemi self-etch o etch-and-dry 2-step.

Alcuni studi clinici evidenziano microleakage per scarsa mordenzatura dello smalto, soprattutto se non strumentato.

Il consiglio clinico per superare tale inconveniente è quello di procedere ad una mordenzatura selettiva del solo smalto con acido ortofosforico al 35-37%

(per la tecnica etch-and-rinse) e quindi applicare il sistema adesivo su smalto pre-mordenzato e dentina non mordenzata. A differenza dello smalto, la dentina non deve essere assolutamente pre-mordenzata al fine di non eliminare l'idrossiapatite residua che invece stabilizza il legame adesivo.

7.4.5.6 Self-etch o etch-and-dry 1-step

Questi sistemi adesivi rappresentano gli ultimi prodotti introdotti nel mercato e sicuramente i più semplici nel loro utilizzo clinico, in quanto vengono applicati in un'unica soluzione (anche se possono essere formulati in più soluzioni che vengono mescolate al momento dell'uso).

Modalità di applicazione clinica

› **Etching & primer & bonding:** il sistema adesivo

deve essere strofinato sul substrato per 10-20 sec a seconda del sistema. L'applicazione permette una simultanea demineralizzazione, condizionamento e infiltrazione del dente (fig. 20, tab. 8).

Recenti studi di laboratorio hanno dimostrato che lo scarso grado di polimerizzazione di questo tipo di adesivi può essere una delle cause del fenomeno di perdita di adesione con l'invecchiamento. Ne può derivare il consiglio di aumentare il tempo di polimerizzazione per aumentare la longevità e la stabilità del legame adesivo.

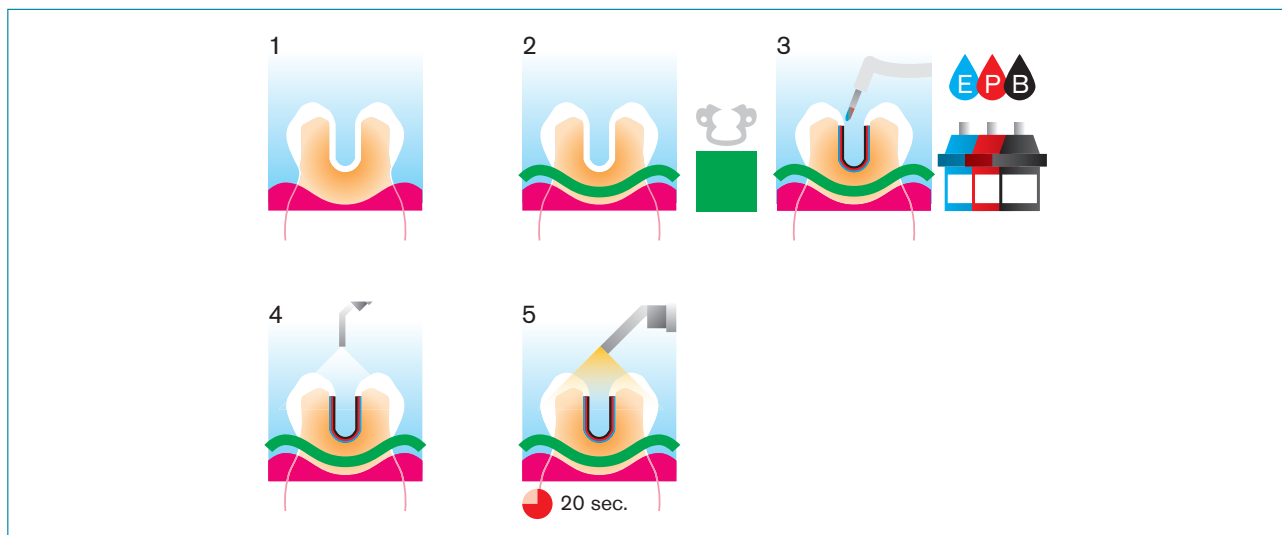


FIG. 20 Schema di un sistema adesivo self-etch o etch-and-dry 1-step che prevede l'applicazione simultanea di etching & primer & bonding in un'unica soluzione.

APPLICAZIONE CLINICA		
Etching & primer & bonding		
<ol style="list-style-type: none"> 1. Effettuare la mordenzatura selettiva dello smalto con acido ortofosforico 35-37% per 15 sec. 2. Lavare con spray aria/acqua per 15 sec. 3. Applicare attivamente il self-etching&primer&bonding sullo smalto mordenzato e sulla dentina non mordenzata per il tempo indicato dal produttore (generalmente 20 sec.) 4. Asciugare delicatamente con getto di aria per far evaporare il solvente e far terminare la reazione di demineralizzazione 5. Riapplicare generosamente con brush o pennellino sfregando la superficie 6. Asciugare delicatamente con getto di aria per evaporare il solvente e far terminare la reazione di demineralizzazione 7. Polimerizzare per il tempo indicato dalla casa produttrice che normalmente è intorno ai 10-20 sec 		
VANTAGGI	SVANTAGGI	ERRORI CLINICI COMUNI
<ol style="list-style-type: none"> 1. Applicazione estremamente semplificata e standardizzabile 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Necessità di strati multipli 2. Scarso adattamento marginale allo smalto se non viene effettuata la mordenzatura 3. La maggior parte dei sistemi self-etch 1-step presenta valori di adesione inferiori rispetto agli stessi sistemi se prodotti in versione self-etch 2-step 4. La maggior parte dei sistemi non sono compatibili con materiali compositi/ cementi a polimerizzazione duale 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Polimerizzazione insufficiente 2. Inadeguata evaporazione del solvente 3. Applicazione di uno strato troppo sottile di adesivo

TAB. 8 Modalità di applicazione clinica, vantaggi e svantaggi dei sistemi self-etch o etch-and-dry 1-step.

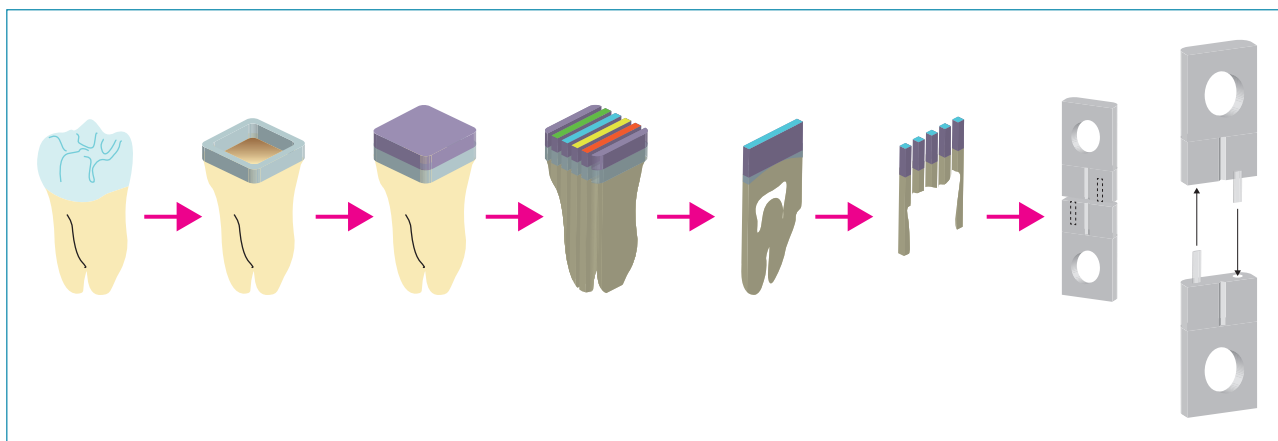


FIG. 21 Modalità di preparazione per il test di microtrazione: il dente viene decoronato, quindi viene applicato l'adesivo e costruito un build-up in composito; infine viene tagliato in piccoli campioni (o stick) di circa 1x1 mm di area e 8 mm di lunghezza (circa 4 mm di dentina e 4 mm di composito). I campioni vengono quindi sottoposti a trazione a 1mm/min e viene calcolata la forza di adesione come forza per unità di superficie.

7.4.6 I valori di adesione

Sono stati proposti numerosi studi sia *in vivo* che *in vitro* al fine di valutare l'efficacia dei vari sistemi adesivi. Tuttavia, gli studi clinici rappresentano solo lo step finale di uno studio approfondito di un materiale da restauro, in quanto la ricerca *in vitro* si presta ad essere più appropriata oltre che più veloce al fine di valutare l'efficacia e la degradazione nel tempo.

I test di trazione, trasversale e tensile, condotti in laboratorio, permettono di valutare i valori di adesione che i diversi sistemi adesivi sviluppano, rappresentando una fase di screening atta a valutarne l'effettiva efficacia. Tali test si sono rivelati particolarmente attendibili, potendo pertanto affermare che la ricerca condotta in laboratorio può predire quella che sarà l'efficacia clinica. Il rationale del valutare la capacità di adesione dei moderni sistemi adesivi risiede nel fatto che maggiore è la capacità di adesione che un sistema adesivo possiede, migliore sarà la sua capacità di sopportazione agli stress meccanici, chimici e termici che si sviluppano all'interno del cavo orale e più longevo e duraturo sarà il restauro in vivo.

Fra i diversi sistemi proposti, in particolare, il test di microtrazione (microtensile bond strength) permette di valutare con grande precisione i valori di adesione su di una superficie suddividendola in superfici di area molto piccola (1x1 mm): tale test è oggi considerato come riferimento per ripetibilità, sensibilità, affidabilità ed efficacia (fig. 21). Alla luce di queste considerazioni, il test di microtrazione rappresenta un valido mezzo per confrontare la capacità di adesione dei diversi sistemi adesivi fra loro, ma soprattutto la loro stabilità nel tempo mediante invecchiamento dei provini di laboratorio in saliva artificiale a 37 °C o con specifici test che simulano l'invecchiamento, quali ad esempio i termocicli. Appare infatti chiaro che tutti i sistemi adesivi presentano valori di adesione elevati e soddisfacenti nell'immediato, mentre permane il problema relativo al mantenimento di tale capacità adesiva e di sigillo nel tempo.

Secondo i valori di microtrazione riportati in letteratura, i sistemi adesivi etch-and-rinse 3-step risultano essere quelli che permettono di ottenere i valori di adesione più alti sia allo smalto che alla dentina (35-40 MPa). I sistemi etch-and-rinse 2-step, nonostante mostrino valori di adesione immediati molto alti e paragonabili ai sistemi 3-step, non hanno la stessa stabilità nel tempo, diminuendo rapidamente la capacità di adesione.

I sistemi adesivi self-etching mostrano valori di adesione allo smalto complessivamente più bassi, in particolare i sistemi self-etch 1-step hanno valori molto ridotti. I valori di adesione alla dentina dei sistemi self-etch 2-step hanno evidenziato invece eccellenti risultati, soprattutto in termini di stabilità nel tempo, divenendo quasi comparabili ai sistemi etch-and-rinse 3-step. Diversamente, i sistemi self-etch 1-step evidenziano ancora notevole instabilità soprattutto nel legame alla dentina, con valori che calano drasticamente in poco tempo.

In conclusione, ciò che emerge dai dati riportati in letteratura è che i sistemi adesivi etch-and-rinse 3-step e i sistemi self-etch 2-step sono quelli più efficaci in termini di mantenimento dei valori di adesione sia a medio che a lungo termine e che, invece, qualsiasi tipo di semplificazione nella loro procedura di applicazione clinica (etch-and-rinse 2-step e self-etch 1-step) ha in realtà portato ad una concomitante e sensibile riduzione dei valori di adesione.

7.4.7 Fallimento del legame adesivo

In generale possiamo parlare di fallimento di legame adesivo quando si ha una degradazione dello strato ibrido/strato adesivo con conseguente formazione di gap marginale. Tale situazione può determinare nel tempo la formazione di una carie secondaria ed il distacco del restauro.

Fattori fisici e chimici possono influenzare la longevità del legame adesivo che si manifesta con la degradazione

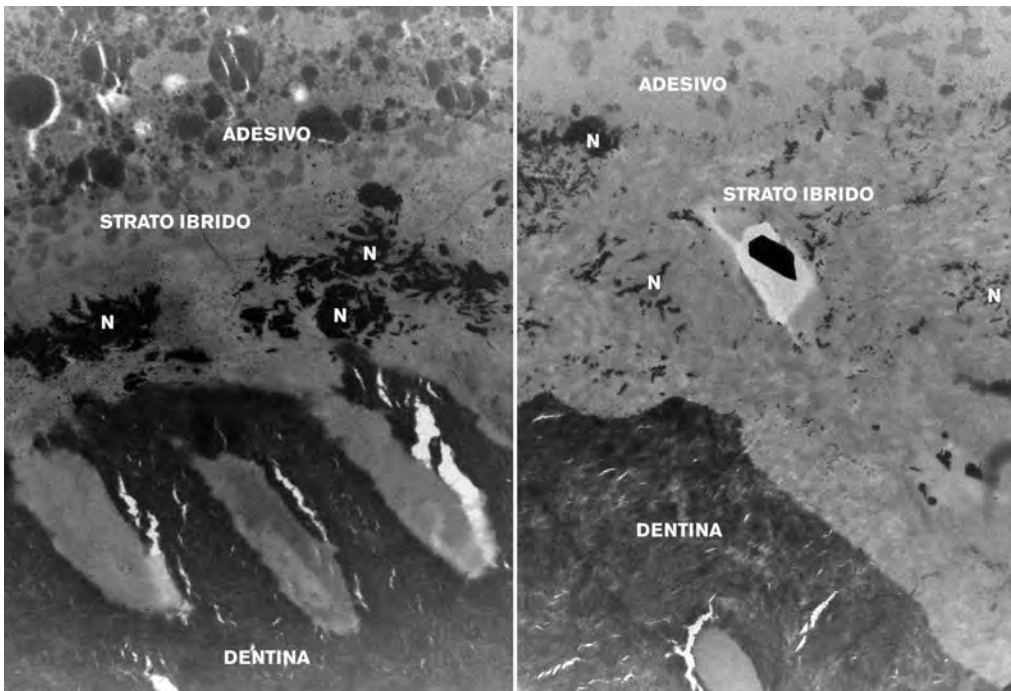


FIG. 22 Immagine ottenuta al microscopio elettronico a trasmissione di strato ibrido di un sistema adesivo etch-and-rinse 2-step (Scotchbond 1XT, 3M ESPE) dopo un anno di invecchiamento in saliva artificiale. Dopo immersione in nitrato di argento si evidenzia presenza di importanti depositi nell'interfaccia. L'utilizzo della clorexidina come primer addizionale riduce sensibilmente la formazione del nanoleakage e la degradazione del legame adesivo.

dello strato ibrido. Tra i fattori fisici troviamo le forze occlusali di masticazione e i ripetuti stress di espansione e contrazione dovuti ai cambiamenti di temperatura all'interno del cavo orale, che si ritiene influiscano negativamente sulla stabilità dell'interfaccia dente-restauro adesivo. Tra i fattori chimici dobbiamo includere invece l'azione di agenti acidi presenti nel fluido dentinale, nella saliva, nel cibo e nelle bevande, oltre a prodotti enzimatici di origine batterica che vanno ulteriormente a colpire l'interfaccia dente/biomateriale (in particolare collagenasi che degradano le fibrille collagene se non completamente infiltrate dalla resina adesiva).

Inoltre, sono descritti fenomeni di eluizione (ovvero fuoriuscita di monomeri non polimerizzati) dei monomeri resinosi, probabilmente dovuti ad una insufficiente polimerizzazione e a processi di degradazione idrolitica dei componenti della resina stessa.

Come precedentemente descritto, lo strato ibrido è il risultato dell'unione di monomeri resinosi e solventi con la matrice organica della dentina e cristalli di idrossiapatite. I fenomeni di invecchiamento/degradazione dello strato ibrido possono quindi interessare tutti i suoi singoli costituenti o possono essere il risultato della combinazione sinergica di più fenomeni di degradazione.

Per quanto riguarda la componente resinosa, alcuni studi hanno dimostrato che la degradazione idrolitica, che si verifica nel tempo a carico di ogni tipo di sistema adesivo (indipendentemente dalla sua formulazione), è associata alla scarsa qualità del processo di infiltrazione della resina nella dentina e alla formazione di vuoti e microporosità. Tali aree di scarsa infiltrazione diventano le zone di partenza per i fenomeni di distruzione e idrolisi della componente resinosa. È noto infatti che piccole molecole possono permeare attraverso lo strato ibrido

anche in assenza di una formazione evidente di un gap. Questo fenomeno è chiamato nanoleakage (fig. 22), ovvero il risultato di molteplici meccanismi che determinano la formazione di "nanoporosità" dovute a differenti meccanismi a seconda dei sistemi adesivi. Nel caso dei sistemi etch-and-rinse il principale imputato sarebbe una incompleta infiltrazione dei monomeri adesivi nel collagene esposto dalla rimozione della idrossiapatite dovuta alla mordenzatura. Nel caso dei sistemi self-etch, in cui l'infiltrazione è contemporanea alla demineralizzazione, il nanoleakage sarebbe da imputarsi alla ritenzione di acqua o di solventi residui, che rimangono intrappolati all'interno dello strato ibrido creando porosità o nanocanali che aumentano la permeabilità dello strato ibrido.

L'acqua e altri componenti della placca orale (acido lattico, esterasi salivari, enzimi proteolitici) possono quindi attraversare lo strato ibrido e contribuire alla dissoluzione degli adesivi o delle fibrille di collagene assieme al loro legame con le resine. L'importanza della presenza di acqua sulla durata a lungo termine dei restauri è ancora non chiara, ma può essere correlata alla formazione di strutture reticolari descritte come water trees da Tay e Pashley.

In definitiva, i sistemi adesivi oggi impiegati portano alla formazione di strati ibridi che agiscono come membrane semipermeabili permettendo il passaggio di acqua attraverso l'interfaccia adesiva anche dopo la completa polimerizzazione dell'adesivo stesso. In particolare, i sistemi adesivi semplificati (etch-and-rinse 2-step e self-etch 1-step) sono quelli che hanno mostrato una maggiore permeabilità imputabile ad una maggiore presenza di monomeri idrofili nella loro composizione. Risulta infatti particolarmente importante sottolineare come la permeabilità dei sistemi adesivi sia in diretto rapporto

con la loro idrofilia; questo fenomeno risulta infatti particolarmente evidente nei sistemi adesivi self-etch 1-step in cui l'incorporazione del primer e dell'adesivo all'interno di un sistema acquoso, come l'acido per la mordenzatura, ne determina una elevata idrofilia. Analogamente, risulta importante sottolineare come fenomeni di permeabilità dello strato ibrido e dello strato adesivo possano influenzare negativamente il sigillo marginale dei restauri con margine in dentina, vanificando la ricerca dell'impermeabilizzazione del substrato dentinale.

Come precedentemente anticipato, la degradazione dello strato ibrido, oltre alla già discussa idrolisi della componente resinosa, comprende anche la degradazione delle fibre collagene del substrato dentinale: la combinazione della degradazione della resina e del collagene può ulteriormente incrementare il contenuto di acqua a livello dell'interfaccia adesiva, determinando quindi un ulteriore effetto nocivo sulla longevità del legame.

Recenti studi hanno dimostrato come le fibrille collagene non completamente ibridizzate siano, inoltre, suscettibili all'azione degradativa da parte di enzimi endogeni della matrice organica della dentina, ovvero da enzimi, metalloproteasi, costitutivi della matrice dentinale. Si ritiene che l'azione distruttiva di questi enzimi nei confronti della componente collagenica della dentina sia ascrivibile proprio alla loro attivazione da parte dei sistemi adesivi. Infatti, il rilascio e l'attivazione di questi enzimi porta all'assottigliamento e alla progressiva scomparsa delle fibrille collagene come dimostrato da studi condotti sia *in vitro* che *in vivo*.

Tuttavia, l'impiego di clorexidina, un comune agente antibatterico con proprietà inibitorie nei confronti delle metalloproteasi, applicata come primer su dentina mordenzata prima dell'adesivo, si è dimostrato essere un efficace agente in grado di prevenirne la distruzione contribuendo al mantenimento del legame nel tempo.

Bibliografia

Paragrafo 7.1

- Anastasia M, Calderari G. Materiali dentari. Delfino Antonio Editore 01/2002
- Grippaudo G, Manzoni L. Fondamenti di materiali dentari. Roma: Limiti E. Editore
- Leinfelder KF, Lemons JE. Materiali e tecniche dell'odontoiatria restaurativa. Milano: Scienza e Tecnica Dentistica Ed. Internazionali;1991.
- Pappalardo G. Manuale dei materiali dentari. Padova: Piccin; 1997.
- Simonato F. Materiali per odontoiatria conservativa e cementi dentali. Padova: Piccin; 1983.
- Wilson AD, McLean JW, Brown D. I materiali dentali e la loro applicazione nella pratica clinica. Milano: Scienza e Tecnica Dentistica Ed. Internazionali;1991.
- Wilson AD, McLean JW. Il cemento vetro ionomerico. Milano: Scienza e Tecnica Dentistica Ed. Internazionali; 1989.

Paragrafo 7.2

- ADA (American Dental Association Council on Scientific Affairs). Dental mercury hygiene recommendations. J Am Dent Assoc. 2003 Nov;134(11):1498-9.
- Anderlini G. Moderni orientamenti per la restaurazione dentale." Vol.I-II-III, Bologna: Ed. Martina; 1994-95.

- Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. Philadelphia: Saunders; 2003.
- ATSDR (Agency for Toxic Substances Disease Registry). Toxicological profile for mercury. Update. Atlanta-GA: 1999. <http://www.atsdr.cdc.gov/toxprofiles/tp46.html> (accessed 11 January 2008)
- Barregard L, Trachtenberg F, McKinlay S. Renal effects of dental amalgam in children: the New England children's amalgam trial. Environ Health Perspect. 2008 Mar;116(3):394-9.
- Bates MN, Fawcett J, Garrett N, Curtess T, Kjelstrom T. Health effects of dental amalgam exposure: a retrospective cohort study. Int J Epidemiol. 2004 Aug;33(4):894-902.
- Bates MN. Mercury amalgam dental fillings: an epidemiological assessment. Int J Hyg Environ Health 2006; 209(4):309-316.
- Bellinger DC, Trachtenberg F, Daniel D, Zhang A, Tavares MA, McKinlay S. A dose-effect analysis of children's exposure to dental amalgam and neuropsychological function: the New England Children's Amalgam Trial. J Am Dent Assoc. 2007 Sep;138(9):1210-6.
- Brownawell AM, Berent S, Brent RL, Bruckner JV, Doull J, Gerschwin EM, et al. The potential adverse health effects of dental amalgam. Toxicol Rev 2005;24(1):1-10.
- Clarkson TW, Magos L. The toxicology of mercury and its chemical compounds. Crit Rev Toxicol. 2006 Sep;36(8):609-62.
- DeRouen TA, Martin MD, Leroux BG, Townes BD, Woods JS et al. Neurobehavioral effects of dental amalgam in children: a randomized clinical trial. JAMA. 2006 Apr 19;295(15):1784-92.
- Department of Health and Human Services. Food and Drug Administration, 21 CFR Part 872. Federal Register/Vol. 74, No. 148, 2009: 38686-38714
- Duke ES, Cochran MA, Moore BK, Clark HE. Laboratory profiles of 30 high copper amalgam alloys. J Am Dent Assoc. 1982 Oct;105(4):636-40.
- Dunne SM, Abraham R, Pankhurst CL. A 3-year longitudinal controlled clinical study of a gallium-based restorative material. Br Dent J. 2005 Mar 26;198(6):355-9.
- Dye BA, Schober SE, Dillon CF, Jones RL, Fryar C, McDowell M, Sinks TH. Urinary mercury concentrations associated with dental restorations in adult women aged 16-49 years: United States, 1999-2000. Occup Environ Med. 2005 Jun;62(6):368-75.
- Garner LA. Contact dermatitis to metals. Dermatol Ther. 2004;17(4):321-7.
- Gresham LS, Molgaard CA, Golbeck AL, Smith R. Amyotrophic lateral sclerosis and occupational heavy metal exposure: a case-control study. Neuroepidemiology. 1986;5(1):29-38.
- Henriksson E, Mattsson U, Håkansson J. Healing of lichenoid reactions following removal of amalgam. A clinical follow-up. J Clin Periodontol. 1995 Apr;22(4):287-94.
- Hero H, Okabe T. Gallium alloys as dental restorative materials; a research review. Cells Mater 1994; 4:409-18.
- Issa Y, Duxbury AJ, Macfarlane TV, Brunton PA. Oral lichenoid lesions related to dental restorative materials. Br Dent J. 2005 Mar 26;198(6):361-6
- Johnson GH, Bales DJ, Powell LV. Clinical evaluation of high copper dental amalgams with and without admixed indium. Am J Dent. 1992 Feb;5(1):39-41.
- Kanerva L, Rantanen T, Aalto-Korte K, Estlander T, Hannuksela M et al. A multicenter study of patch test reactions with dental screening series. Am J Contact Dermat. 2001 Jun;12(2):83-7.
- Kingman A, Albers JW, Arezzo JC, Garabant DH, Michalek JE. Amalgam exposure and neurological function. Neurotoxicology. 2005 Mar;26(2):241-55.
- Kingman A, Albertini T, Brown LJ. Mercury concentrations in urine and whole blood associated with amalgam exposure in a US military population. J Dent Res. 1998 Mar;77(3):461-71.
- Laeijendecker R, Dekker SK, Burger PM, Mulder PG et al. Oral lichen planus and allergy to dental amalgam restorations. Arch Dermatol. 2004 Dec;140(12):1434-8.
- Liu J, et al. Toxic effects of metals. In: Casarett and Doull's Toxicology - The Basic Science of Poisons. Chapter 23. New York: McGraw-Hill; 2008. pp. 931-79.
- Mitchell RJ, Okabe T. Setting reactions in dental amalgam. Part 1. Phases and microstructures between one hour and one week. Crit Rev Oral Biol Med. 1996;7(1):12-22.
- Negri PL, Della Ventura A, Eramo S. Materiali dentari. Firenze: Uses Ed. Scientifiche; 1982.

- Okabe T, Mitchell RJ. Setting reactions in dental amalgam. Part 2. The kinetics of amalgamation. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996;7(1):23-35.
- Pierleoni P, Pagavino G, Giacchetti G. Proposta di classificazione degli amalgami su base merceologica e clinica. *Il Dentista moderno* 1986;6:1011.
- The Safety of Dental Amalgam and Alternative Dental Restoration Materials for Patients and Users. Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks (SCE-NIHR), European Commission, Health and Consumer Protection DG, 2008.
- Thornhill MH, Pemberton MN, Simmons RK, Theaker ED. Amalgam contact hypersensitivity lesions and oral lichen planus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2003 Mar;95(3):291-9.
- Woods JS, Martin MD, Leroux BG, DeRouen TA et al. Biomarkers of kidney integrity in children and adolescents with dental amalgam mercury exposure: findings from the Casa Pia children's amalgam trial. *Environ Res*. 2008 Nov;108(3):393-9.
- Zimmer H, Ludwig H, Bader M, Bailer J et al. Determination of mercury in blood, urine and saliva for the biological monitoring of an exposure from amalgam fillings in a group with self reported adverse effects. *Int J Hyg Environ Health*. 2002 Apr;205(3):205-11.

Paragrafo 7.3

- Blackham JT, Vandewalle KS, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Oper Dent* 2009;34:697-702.
- Chen M-H. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 2010;89:549-60.
- Development of assessment criteria. *Trans Head Dent Mater* 1989;2:6-35.
- Feilzer AJ, deGee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* 1990;69:36-39.
- Ferracane JL, Buonocore, Lecture. Placing dental composites—a stressful experience. *Oper Dent* 2008;33(247-257):55.
- Ferracane JL, Condon JR. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dent Mater* 1992;8:290-295.
- Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986;20:121-131.
- Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical Rev Oral Biol Med* 1995;6:302-318.
- Ferracane JL. In vitro evaluation of composite resins. Structure-property relationships.
- Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dent Mater* 2011;27:29-38.
- Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater* 2010;26:306-19.
- Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behavior of dental composites. *Clin Oral Invest* 2009;13:427-38.
- Lee IB, Son HH, Um CM. Rheologic properties of flowable, conventional hybrid, and condensable composite resins. *Dent Mater* 2003;19:298-307.
- Neumann MG, Miranda JR WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent* 2005;33:525-32.
- Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* 2008;24:1501-5.
- Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater* 1999;15:120-7.
- Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater* 1999;15:120-7.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105:97-116.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105:97-116. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent* 2000;12:300-8.
- Shin DH, Rawls HR. Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *Dent Mater* 2009;25:1030-8.

Paragrafo 7.4

- Breschi L, Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, BIASOTTO M, Prati C, et al. Polymerization kinetics of dental adhesives cured with LED: correlation between extent of conversion and permeability. *Dent Mater* 2007;23:1066-1072.
- Breschi L, Gobbi P, Falconi M, Mazzotti G, Prati C, Perdigão J. Ultra-morphology of self-etching adhesives on ground enamel: a high resolution SEM study. *Am J Dent* 2003;16 Spec No:57A-62A.
- Breschi L, Mazzoni A, Nato F, Carrilho M, Visintini E, Tjäderhane L, et al. Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface: a 2-year in vitro study. *Dent Mater* 2010;26:320-325.
- Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24:90-101.
- Carrilho MRO, Geraldelli S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjäderhane L, et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res* 2007;86:529-533.
- Fusayama T. *New concepts in operative dentistry*. Quintessence Pub Co; 1980.
- Liu Y, Tjäderhane L, Breschi L, Mazzoni A, Li N, Mao J, et al. Limitations in Bonding to Dentin and Experimental Strategies to Prevent Bond Degradation. *J Dent Res* 2011;90:953-968.
- Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-273.
- Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011;27:1-16.
- Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res* 2004;83:216-221.
- Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001;17:430-444.
- Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 2000;13(Spec No):25D-30D.
- Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005;21:864-881.
- Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 2010;26:e78-93.
- Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;17:296-308.
- Tay FR, Pashley DH. Dental adhesives of the future. *The journal of adhesive dentistry* 2002;4:91-103.
- Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent* 2004;32:173-196.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28:215-235.
- Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 1993;72:495-501.
- Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, J DM, K L VL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011;27:17-28.

CAPITOLO 8

MATERIALI PER LA TERAPIA ENDODONTICA

“L’endodonzia è quella branca dell’odontoiatria che studia la morfologia, la fisiologia e la patologia della polpa dentale e dei tessuti periapicali”. Lo scopo ultimo di questa importante disciplina è preservare la polpa sana prevenendone le malattie e, quando ciò fallisca, eseguire la rimozione del tessuto pulpare vitale o necrotico riportando alla normale funzione quei denti colpiti da patologie irreversibili; in questo senso si può verosimilmente affermare che tale disciplina coinvolge molti aspetti dell’odontoiatria generale.

Nel trattamento endodontico possiamo distinguere due fasi. La prima è costituita da: programmazione terapeutica, anestesia, preparazione del dente, isolamento dello stesso mediante la diga di gomma e disinfezione del campo operatorio. La seconda, che rappresenta la terapia endodontica propriamente detta, è costituita da: preparazione della cavità d’accesso, alesaggio biomeccanico del sistema canalare, eventuale medicazione intermedia e otturazione dello spazio endodontico.

8.1 Materiali usati nella preparazione del canale radicolare

8.1.1 Diga di gomma

La diga di gomma è un foglio, disponibile in lattice e in altri materiali (è importante, a questo proposito, conoscere in anticipo un’eventuale allergia del paziente al lattice), utilizzato per isolare il dente da trattare dal resto della cavità orale. L’utilizzo di questo presidio è estremamente importante perché mantiene asciutto, pulito e disinfettato il campo operatorio, protegge il paziente sia dalla possibile aspirazione o ingestione di materiale d’otturazione, batteri, residui pulpari necrotici, medicinali, soluzioni irriganti, strumenti e materiale operativo sia da eventuali traumi alla muco-

sa. Infine, la diga è rapida da montare ed evita la continua e noiosa sostituzione dei rulli di cotone.

8.1.2 Sostanze per la disinfezione del campo operatorio

Le sostanze utilizzate per la disinfezione del campo operatorio dopo il montaggio della diga di gomma sono l’acqua ossigenata al 3%, l’alcol iodato, oppure l’alcol isopropilico al 70%.

8.1.3 Strumenti per la preparazione della cavità d’accesso

Una volta applicata la diga di gomma si passa alla preparazione dell’accesso endodontico (Buchanan, 2002), che consiste nell’ottenere un’apertura sulla superficie linguale, nel caso di incisivi e canini, o occlusale, nel caso di premolari o molari, che permetta di accedere al sistema canalare con la massima efficacia comodità e precisione possibili.

In genere si usano frese a rosetta in acciaio per l’asportazione del tessuto cariato, frese diamantate, al carburo di tungsteno, rivestite di nitruro di titanio, frese diamantate a testa liscia, al carburo di tungsteno a testa liscia o, infine, le frese di Batt (fig. 1).

Nella preparazione della cavità d’accesso, inoltre, possono tornare utili anche punte diamantate ad ultrasuoni (fig. 2).



FIGG. 1 A: set di frese LA AXCESS: diamantate, al carburo di tungsteno e al nitruro di titanio. B: fresa Diamendo a testa liscia, fresa Endo Z a testa liscia, frese di Batt a testa liscia: in acciaio per manipolo micromotore e diamantata per turbina.



FIG. 2 Punta a ultrasuoni Start - X.

8.1.4 Strumenti per l'alesaggio dei canali radicolari

La modellazione del canale radicolare si ottiene tramite l'impiego di strumenti che possono essere ad esclusivo uso manuale o montati su manipolo.

Circa l'uso di questo o quello strumento, ogni endodontista si regola come crede sulla base delle proprie convinzioni scientifiche e della sua manualità, avendo ben chiare, però, quali sono le indicazioni d'uso, le caratteristiche metallurgiche e le conseguenti possibilità tecniche.

Numerazione

Il sistema di numerazione utilizza numeri da 0,06 a 140 basandosi sul diametro degli strumenti misurato in centesimi di millimetro in un punto D1, posto a 1 mm dalla punta delle lame ed in un altro punto D2 distante 15 mm da D1, ovvero 16 mm dalla punta (fig. 3).

La lunghezza totale dello stelo, fino al manico, può essere di tre misure: standard, 25 mm; lunga, 28 mm; corta, 21 mm. Pertanto, uno strumento con un diametro di 0,10 mm in D1 è designato come uno strumento numero 10, così come quello con un diametro di 0,15 mm in D1 viene definito come numero 15.

Colorazione

Il sistema di colorazione utilizza una serie di colori ben precisi, che permettono, insieme naturalmente alle dimensioni, un'individuazione immediata dello strumento da parte dell'operatore e/o dell'assistente.

Conicità

In base alla standardizzazione ciascuno strumento presenta un diametro in D2 sempre maggiore di 0,30 mm rispetto a D1. Secondo questo principio ogni strumento presenta una conicità ISO .02, cioè un aumento progressivo di diametro di 0,02 mm/mm di lunghezza. In tal modo uno strumento 10 misurerebbe 0,10 mm in D1 e 0,40 mm in D2, un numero 15 invece 0,15 mm in D1 e 0,45 mm in D2 e così via.

Numero e tipo di superfici lavoranti

Osservando la sezione trasversale dello strumento, è possibile stabilire il numero e il tipo delle superfici lavoranti dello stesso, nonché le zone non lavoranti, cioè le superfici di svincolo. Nello specifico, una superficie di taglio "a lama" (fig. 4) in sezione trasversale sarà rappresentata da un punto, mentre una superficie di taglio "a piano" (fig. 5) sarà rappresentata da un segmento o da un arco di circonferenza.

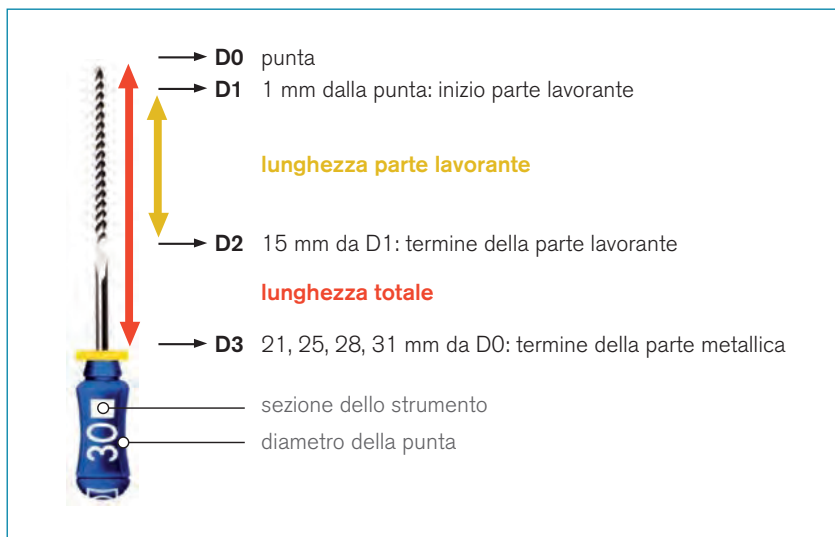
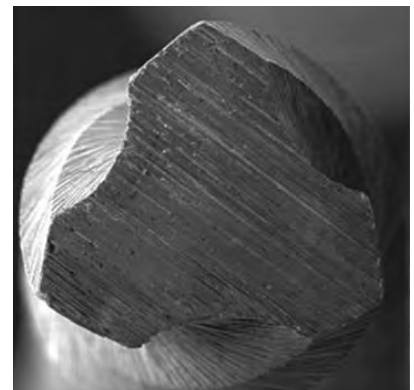
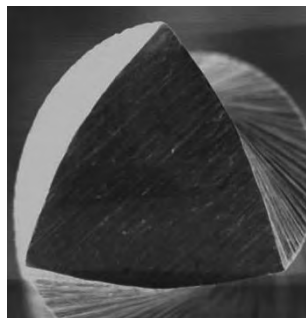
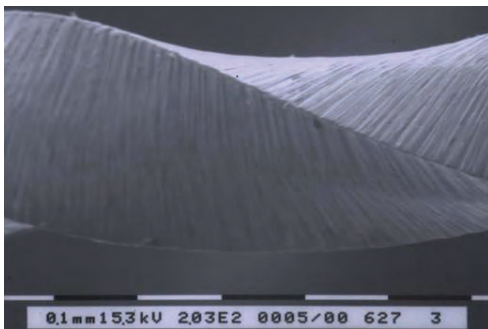
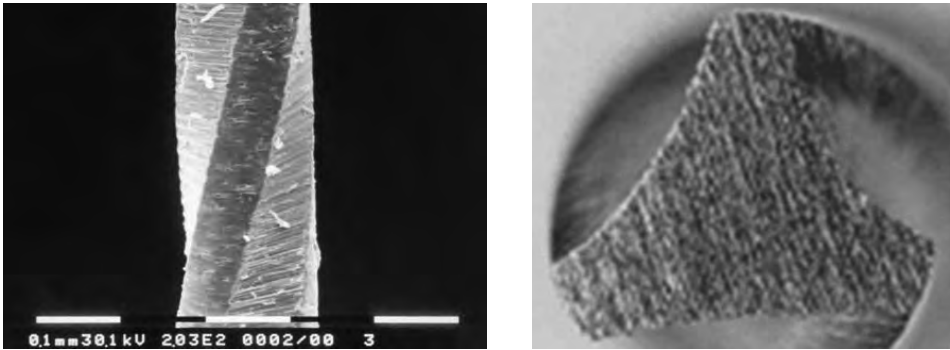


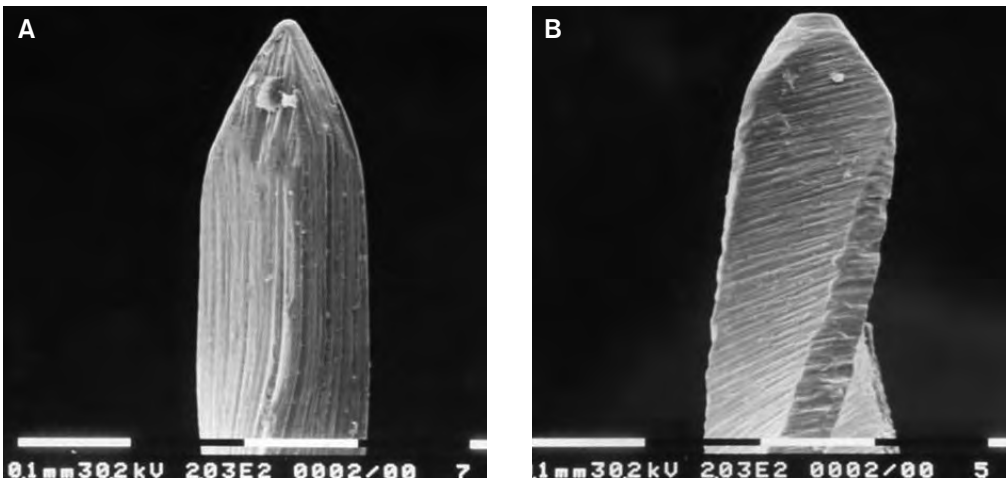
FIG. 3 Standardizzazione strumenti ISO.



FIGG. 4 Vista longitudinale e trasversale di uno strumento con superficie di taglio "a lama".



FIGG. 5 Vista longitudinale e trasversale di uno strumento con superficie di taglio "a piano" (u-blade).



FIGG. 6 A: punta non lavorante di uno strumento in Ni-Ti. B: punta lavorante di uno strumento in acciaio.

Le superfici di svincolo, invece, sono le superfici non lavoranti comprese tra quelle attive.

Tipo di punta (angolo di transizione)

È opportuno ricordare che la capacità di taglio e di penetrazione della punta dipende dall'angolo di transizione, cioè l'angolo che si viene a formare tra l'asse dello strumento e la tangente all'ultima spira dello stesso. Quanto più aperto risulterà quest'angolo, tanto minore sarà la capacità di penetrazione dello strumento (fig. 6).

8.1.4.1 Strumenti in acciaio

Il materiale con cui si fabbricavano nel passato gli strumenti canalari era l'acciaio al carbonio, mescolanza di puro ferro o ferrite (93,31%) e carburo di ferro o cementite (6,69%). Le caratteristiche di tali strumenti sono: la rigidità, che aumenta con l'aumentare della misura (gli strumenti più grossi sono meno resistenti dei piccoli alla rottura per piegamento o avvolgimento), vanno facilmente incontro a fenomeni di corrosione, basso costo.

In seguito si è preferito utilizzare l'acciaio inossidabile, mescolanza di puro ferro (74%), cromo (18%), che previene la corrosione e nichel (8%), che conferisce

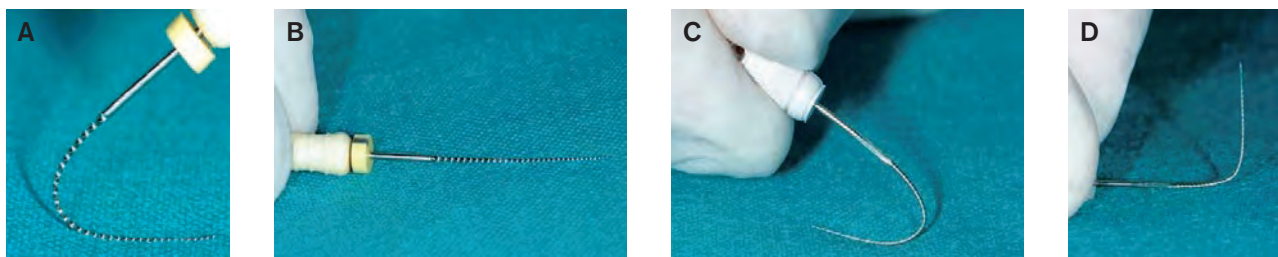
elasticità alla lega. Le caratteristiche di questi strumenti sono: maggiore flessibilità rispetto ai corrispondenti in acciaio al carbonio e maggiore resistenza alla frattura per avvolgimento, che è maggiore negli allargacanalari rispetto alle lime.

Proprietà principali delle leghe in acciaio

- › **Elasticità:** definita come la tendenza di un materiale sottoposto ad un carico deformante a riassumere la sua morfologia originale (fig. 7).
- › **Plasticità:** questa caratteristica fa sì che un corpo elastico, se sottoposto a forze esterne superiori a un certo limite, subisce una deformazione permanente (plastica), che può arrivare fino al cedimento strutturale e alla frattura.
- › **Bassa resilienza.** È un'altra importante proprietà (fig. 7), definibile quest'ultima come la scarsa capacità del materiale di assorbire l'energia ad esso trasmessa senza che sopravvengano deformazioni irreversibili di tipo plastico o addirittura fratture.

Principali strumenti in acciaio

Gli strumenti più conosciuti e utilizzati sono il tiranervi, il lentulo, i k-file, i k-reamer, h-file, le frese di Gates Glidden e le frese Largo.



FIGG. 7 A, B: elasticità delle leghe in acciaio. La lima in acciaio, sottoposta a un carico leggero, subisce una deformazione e al termine dello stesso riprende la sua forma originale. C, D: plasticità e bassa resilienza delle leghe in acciaio. La lima, sottoposta a un carico eccessivo subisce una deformazione e al termine del carico la deformazione della lima rimane.

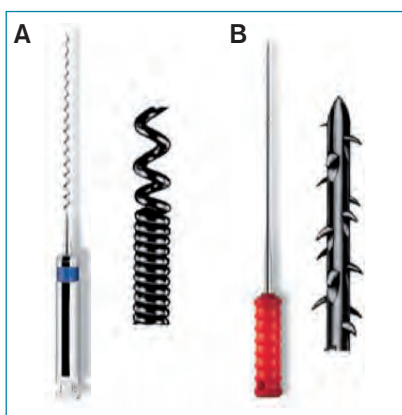


FIG. 8 A: lentulo e spirale di sicurezza. B: tiranervi e particolare della lama.

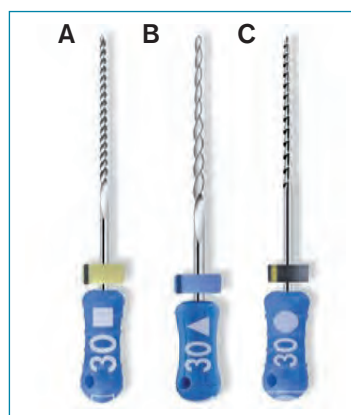
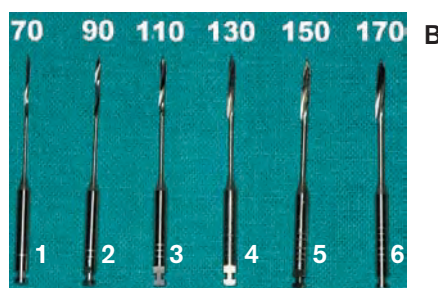
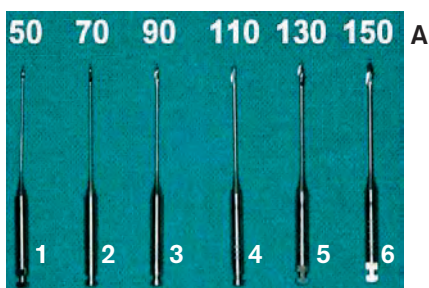


FIG. 9 A: K file in acciaio. B: K Reamer. C: lima Hedstroem.



FIGG. 10 A: serie completa di frese Gates Glidden da 1 a 6. B: serie completa di frese Largo da 1 a 6.

- › **Tiranervi** (fig. 8B). Sonde barellate che svolgono un'azione di strappo: una volta inserite nel canale e leggermente avvitate arpionano, agganciano ed avvolgono su se stesse il filamento pulpare. Sono costruite per incisione di numerose tacche da parte di una lama che incontra a 45° circa un filamento metallico liscio e conico; questo contemporaneamente si sposta lungo il proprio asse e ruota su se stesso.
- › **Lentulo** (fig. 8A). Strumento rotante di varie lunghezze e misure corrispondenti alla standardizzazione ISO, utilizzato in rotazione a basso regime di giri (150/300 p.m.) per spingere all'interno del canale sostanze medicamentose e/o cementi. Presenta all'estremità del gambo una spirale di sicurezza a spire molto strette, che riduce il pericolo di rotture, anche se questo rimane alto se lo strumento si avvita nel canale.

- › **K file** (fig. 9A). Sono fabbricati ruotando un filamento conico d'acciaio, liscio a sezione quadrangolare; attualmente vengono prodotti anche in lega Ni-Ti con disegno rispettante lo Standard ISO e concepiti per un alesaggio manuale in rotazione.
- › **K flexofile**. Trattasi di un file dove il "passo" delle lame è stato diminuito grazie ad una torsione del filo quadrato più accentuata rispetto ad un file tradizionale; la punta, inoltre, presenta un'estremità arrotondata, non tagliente, con un angolo di transizione di 55°.
- › **K reamer** (fig. 9B). Vengono fabbricati ruotando un filamento conico d'acciaio a sezione triangolare e conseguentemente sono strumenti con un numero di scanalature inferiori alle lime
- › **K flexoreamer**. È un reamer, dove il "passo" delle lame è stato diminuito grazie ad una torsione del filo triangolare più accentuata rispetto ad un reamer

tradizionale; anche in questo caso la punta presenta un'estremità arrotondata, non tagliente, con un angolo di transizione di 55° con minori rischi di incidenti.

- **H file o lime Hedstroem** (fig. 9C). Sono file costruiti non per rotazione ma per molatura di un filo d'acciaio liscio, conico e di sezione rotonda. Le lame sono rivolte verso l'alto. È uno strumento molto tagliente.
- **Frese di Gates-Glidden** (fig. 10A). Sono strumenti di piccole dimensioni, a forma di fiamma, con un gambo lungo e sottile e si usano montate su contrangolo. Sono prodotte sia in acciaio che in lega nichel-titanio e sono reperibili in commercio in sei misure.
- **Frese Largo** (fig. 10B). Sono simili alle Gates-Glidden dalle quali differiscono per avere le lame disposte su una superficie più estesa e per essere di forma pressoché cilindrica. Pur avendo la punta non lavorante, sono molto taglienti e vanno usate con precauzione. Sono reperibili in commercio in sei differenti misure

8.1.4.2 Strumenti in Ni-Ti

La lega Ni-Ti 55-45 originariamente conteneva il 55% di Ni ed il 45% di Ti in un rapporto atomico dei suoi componenti di 1:1. Successivamente è stato aggiunto l'1,5% di cobalto, così da portare la temperatura di transizione minima a 37°C.

Si tratta di un composto intermetallico di formula Ni-Ti, che allo stato solido esiste in tre fasi cristalline: fase austenitica più stabile a reticolo cubico a corpo centrato, fase martensitica più duttile ma instabile a reticolo esagonale compatto e fase intermedia R. Ciascuna fase cristallina esiste in un ben determinato intervallo di temperatura ed il processo di trasformazione di una fase in un'altra può avvenire nell'ambito compreso fra due temperature definite come temperatura di inizio e temperatura di fine trasformazione. Semplificando possiamo dire che ad esempio una lima endodontica al Ni-Ti alle temperature ambientali si trova in una situazione definibile di "riposo", in cui predominano la fase austenitica e la fase intermedia R.

La lega al Ni-Ti è da tempo utilizzata in campo medico e odontoiatrico; da molti anni sono usate placche di Ni-Ti in chirurgia ortopedica e già nel 1971 ne fu proposto l'utilizzo per la realizzazione di fili ortodontici. La prima proposta per la costruzione di lime endodontiche risale al 1975 grazie a Civjan.

Proprietà principali delle leghe in Ni-Ti

- **Superelasticità.** Una lega Ni-Ti, sottoposta ad un carico costante, subisce una deformazione che determina un passaggio dalla struttura cristallografica tipica della **forma austenitica** (reticolo cubico a corpo centrato) a **quella martensitica** (reticolo esagonale compatto). In questo modo si raggiunge la condizione di superelasticità, grazie alla quale dovrebbe essere eliminata la forza (restoring-force) che tende a far lavorare gli strumenti prevalentemente contro le pareti periferiche delle curve canalari, fenomeno

questo tipico, invece, della strumentazione in acciaio inossidabile.

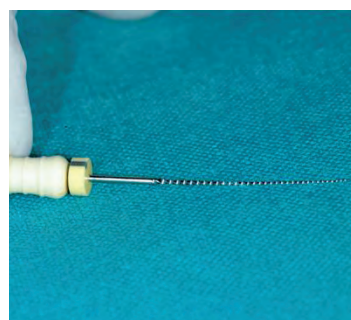
- **Memoria di forma.** È una delle caratteristiche principali che distinguono le leghe Ni-Ti dagli acciai: tale proprietà limita la possibilità di precurvare gli strumenti al Ni-Ti.

Più precisamente si distinguono:

- una memoria di forma ad una via, ovvero la capacità della lega, sottoposta a deformazione e congelata in una struttura martensitica, di ritornare, tramite riscaldamento, alla forma iniziale;
- una memoria di forma a due vie, ovvero la capacità della lega di passare da una forma stabile ad un'altra anch'essa stabile al continuo variare della temperatura attraverso un processo sempre reversibile.

In definitiva la memoria di forma è la capacità che hanno le leghe al Ni-Ti di recuperare la loro forma originale anche dopo aver subito una deformazione: se sottoponiamo uno strumento al Ni-Ti ad una flessione di 80°, lo strumento tende a recuperare immediatamente la sua forma originaria con una deformazione residua inferiore ai 5°, là dove uno strumento in acciaio presenterebbe una deformazione residua di ben 60°.

- **Resilienza.** È la capacità di un materiale di assorbire l'energia trasmessagli senza che si deformi o fratturi. Negli strumenti Ni-Ti è più alta che in quelli in acciaio e questo consente quindi agli stessi di non subire deformazioni plastiche quando lavorano all'interno di canali curvi (fig. 11).
- **Resistenza alla fatica, flessione e torsione.** L'introduzione del titanio tra i componenti di una lega ne determina un alto rapporto forza-peso, che dovrebbe garantire allo strumento di avere un limite di flessibilità più elevato. Contemporaneamente, inoltre,



FIGG. 11 Evidenza della superelasticità e dell'alta resilienza del Ni-Ti: sottoposto a un carico deformante, lo strumento in Ni-Ti non subisce deformazione; lo stesso riprende la sua forma al cessare del carico.

dovrebbe essere aumentata anche la resistenza alla frattura determinata dalle forze torsionali, poiché queste verrebbero assorbite e distribuite in modo da non creare zone di sovraccarico durante l'utilizzo clinico, specialmente nella regione più debole, cioè la punta. Naturalmente tutto ciò non vuol dire, come vedremo meglio in seguito, che la lega Ni-Ti non si fratturi se sottoposta a carichi e/o torsioni eccessive.

- › **Longevità.** I processi di corrosione si verificano meno nelle leghe Ni-Ti, poiché queste possiedono un'eccellente stabilità ambientale.
- › **Precisione del disegno.** La fabbricazione di uno strumento endocanalare per micromolaggio, anziché per torsione del filo, determina una maggiore precisione del disegno, con bordi ed angoli più accurati che assicurano una maggiore conformità nella preparazione delle pareti canalari. Il micromolaggio, inoltre, è più vantaggioso anche perché evita allo strumento lo stress ed il pericolo da stiramento delle spire derivati dalla fabbricazione per torsione. La punta smussa, infine, risulta meno aggressiva e consente una penetrazione dello strumento nel canale favorendone una posizione più centrale che diminuisce il rischio di formazione di gradini o perforazioni.

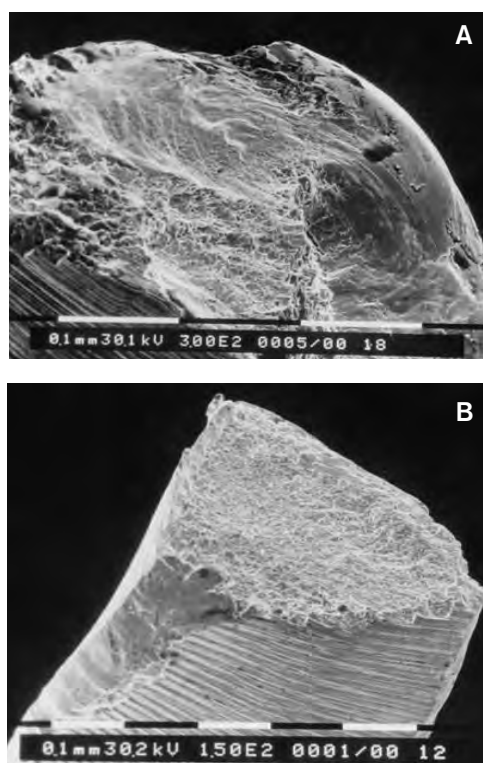
Fattori di rischio e problemi

- › **Frattura per torsione.** Un corpo è soggetto a torsione quando le forze applicate tendono ad alterare il suo avvolgimento ad elica. All'aumentare delle forze applicate, o per meglio dire, all'aumentare del momento della coppia torsionale, aumenta la deformazione fino a raggiungere un limite, detto di elasticità di torsione, superato il quale lo strumento endodontico presenta una deformazione plastica permanente, visibile all'osservazione come uno srotolamento, uno stiramento, una perdita del passo, aspetti che indicano un alto rischio di frattura per torsione; infatti, il passo successivo di deformazione causa la separazione dello strumento. Tale tipo di frattura si verifica tanto più frequentemente, quanto minore risulta la sezione dello strumento e quanto maggiore il torque applicato dal manipolo allo strumento stesso (fig. 12A).
- › **Frattura per fatica ciclica.** Un corpo è sollecitato a fatica quando su di esso agisce una sollecitazione ciclica. Materiali duttili, sottoposti a sollecitazioni alternate e molto minori del loro carico unitario di rottura, possono, a lungo termine, rompersi bruscamente senza aver subito in precedenza deformazioni permanenti visibili. Le rotture per fatica iniziano di solito sulla superficie dello strumento in una zona particolarmente sollecitata ed in corrispondenza di un difetto superficiale, come un'incrinatura o un'incisione, e si propagano inizialmente in modo lento entro la sezione dello strumento, fino al momento in cui si estendono a tutta la sezione. A tal proposito si è ipotizzato che l'uso clinico possa o determinare delle microalterazioni della struttura, che comportano la comparsa di difetti superficiali da cui iniziano

e si propagano delle fratture, o che possa alterare la presenza delle tre fasi nella lega con conseguente modificazione del comportamento sotto sollecitazione meccanica. Come conseguenza di tale meccanismo, sulla sezione dello strumento fratturato si possono riconoscere due zone, una più esterna, lucida, che corrisponde all'avanzamento lento della frattura e una più centrale, con aspetto superficiale grezzo e rugoso, che corrisponde alla parte di materiale che ha ceduto improvvisamente (fig. 12B).

Da ricerche condotte su strumenti in Ni-Ti si rileva che la causa più frequente di frattura è quella per torsione (55,7%), rispetto a quella per fatica ciclica (44,3%); inoltre nei test di fatica ciclica all'aumentare della taglia dello strumento diminuisce la resistenza alla fatica ciclica, misurata in rotazioni effettuate all'interno di una traiettoria canalare artificiale avente parametri prestabiliti.

In conclusione quanto maggiore sarà la massa dello strumento, quindi anche la sua rigidità, minore sarà



FIGG. 12 A: immagine al microscopio elettronico a scansione (300X) della superficie di uno strumento rotante in Ni-Ti andato incontro a frattura duttile; si può notare la deformazione plastica di una parte della superficie e un pattern di linee concentriche "a vortice" attorno al centro della superficie, tipiche di questo tipo di cedimento strutturale.
B: immagine al microscopio elettronico a scansione (150X) della superficie di uno strumento rotante in Ni-Ti andato incontro a frattura per fatica ciclica: sono evidenti in alto a destra le zone in cui è iniziata la formazione dei microcrack dovuti alle sollecitazioni cicliche, che si sono poi propagati a tutto lo strumento fino al cedimento repentino. È tipica la superficie con presenza di microcrateri (dimpling) distribuiti su tutta la superficie.



FIG. 13 Serie di strumenti canalari Protaper da utilizzare con manipolo (in alto a sinistra) e manuali (in alto a destra). Particolare della lama di un Mtwo (in basso).

la sua resistenza alla fatica ciclica. Quest'ultima, inoltre, sembra diminuire drasticamente quando il metallo entra nella fase di superelasticità: dal momento che uno strumento con una massa di metallo maggiore, quindi più rigido, entra in fase superelastica prima di uno strumento di taglia minore, questo ne determinerà una minore resistenza alla fatica ciclica.

La differenza macrostrutturale tra questo tipo di frattura e quella che avviene per fatica ciclica consiste nel fatto che in quest'ultima non vi è alcun segno di deformazione o stress nei due frammenti separati, mentre nella prima ciò risulta evidente.

Principali strumenti in Ni-Ti

Gli strumenti oggi in commercio sono molteplici ed il loro numero aumenta in continuazione, per cui molto probabilmente una nuova serie sta per nascere. Ci limitiamo, pertanto, a citare nell'ambito di quelli tra i più noti ed in uso attualmente i Gt-System, i Gt serie X, i Protaper e gli MTwo (fig. 13).

Per quanto riguarda le caratteristiche e le tecniche operative si rimanda ai testi specialistici.

8.1.4.3 Ultrasuoni nell'alesaggio canalare

Gli ultrasuoni sono una forma meccanica di energia sonora con una frequenza superiore al limite umano udibile che è di 20 KHz.

Molti tipi differenti di sistemi ad ultrasuoni sono stati sviluppati per l'uso in endodonzia, basati su generatori di ultrasuoni magnetostrittivi e piezoelettrici. I primi, *magnetostrittivi*, sono basati su metodo che converte l'energia elettromagnetica in energia meccanica. Una pila di metallo magnetostrittivo nel manipolo è soggetta ad un campo magnetico fisso ed alternato, in conseguenza del quale sono prodotte le vibrazioni. Una unità magnetostrittiva, d'altro canto, crea più di un movimento a forma di 8 (ellittico), non ideale né per l'endodonzia chirurgica né per quella non chirurgica. Le unità magnetostrittive, inoltre, hanno anche lo svantaggio che la pila genera calore e devono essere raffreddate.

I secondi, *piezoelettrici*, utilizzano un cristallo che cambia dimensione quando viene applicata una carica elettrica. Questa deformazione del cristallo viene convertita in una oscillazione meccanica senza produzione di calore.

Gli ultrasuoni piezoelettrici hanno alcuni vantaggi se comparati alle prime unità magnetostrittive: offrono più cicli per secondo (Hz), 40 KHz contro i 24 KHz dell'altro metodo, e le punte di queste unità lavorano linearmente con un effetto tipo pistone. Questo è ideale in endodonzia ed è particolarmente evidente quando si cercano canali nascosti e per la rimozione di perni e strumenti fratturati.

Nella tecnica di alesaggio che sfrutta la vibrazione ultrasonica la fonte di energia consiste in una unità (Cavitron) capace di far vibrare ad altissima frequenza (15-25 KHz) dei file inseriti su un apposito manipolo. I file possono essere delle lime in acciaio inossidabile o diamantate.

8.2 Materiali usati nella detersione e disinfezione dei canali radicolari

8.2.1 Irriganti canalari

Durante la terapia endodontica gli irriganti espletano importanti funzioni fisiche e biologiche.

- › **Funzione fisica.** Consiste da un lato nella lubrificazione delle pareti del canale, al fine di facilitare notevolmente la modellazione dello spazio endodontico e ridurre di molto il rischio di rottura intracanalare degli strumenti, dall'altro nella fluidificazione di residui dentinali e pulpari, che vengono così ad essere spinti verso la cavità d'accesso e successivamente aspirati.
- › **Funzione biologica.** È rappresentata da un'azione solvente nei confronti dei residui tissutali ed organici, associata ad un effetto disinfettante dello spazio endodontico. L'azione antisettica è inoltre indirettamente coadiuvata dalla sopracitata asportazione dei residui pulpari, che non potranno più fungere da terreno di coltura per eventuali batteri contaminanti. Il canale radicolare, una volta terminato l'alesaggio biomeccanico, dovrà presentare delle pareti dentinali lisce, deterse, con un'ottima apertura dei tubuli dentinali e dei forami d'accesso a eventuali canali laterali, accessi che potranno così essere sigillati dal materiale d'otturazione usato.

8.2.1.1 Principali irriganti canalari

- › **Acidi e agenti chelanti.** Gli acidi e gli agenti chelanti sono raccomandati come irriganti endodontici grazie alla loro capacità di ammorbidire la dentina, rendendo più semplice l'allargamento del sistema canalare. Gli acidi, infatti, dissolvono la struttura inorganica della dentina, per cui la rimanente matrice organi-

ca offre una minore resistenza alla strumentazione delle pareti canalari. Questo effetto decalcificante determina una minore resistenza alla strumentazione delle pareti canalari.

- **Acido citrico.** È l'acido più usato attualmente, di cui si conosce una preparazione stabilizzata nota come Canaleclean. È un agente chelante che reagisce con i metalli per formare un chelato non ionico solubile. È stato utilizzato in associazione con l'ipoclorito di sodio e la combinazione di queste due soluzioni, indifferentemente dall'ordine con cui esse vengono utilizzate, ha mostrato la capacità di rimuovere sia i detriti superficiali che lo smear-layer.
- **EDTA (etilendiamminotetracetico).** È l'agente chelante più usato. È un chelante esadentato che si prepara trattando l'etilendiammina con acido cloroacetico in presenza di acetato sodico, questo composto ha la capacità di formare dei complessi chiamati "chelati" con quasi tutti gli ioni metallici polivalenti ed anche con molti cationi monovalenti, compresi i metalli alcalini. L'EDTA ha, quindi, la proprietà di rimuovere i sali di calcio dalle pareti interne dei canali radicolari e dai canalicoli pulpari, favorendo e permettendone la strumentazione.

Il carbonato di calcio (CaCO_3), costituente essenziale di pulpoliti e dentina, in acqua dà luogo all'equilibrio: $\text{CaCO}_3 \rightarrow \text{Ca}^{++} + \text{CO}_3 =$ Si tratta di un sale poco solubile ($\text{Kps} = 10^{-9}$, molto basso). Quando alla soluzione viene aggiunto il chelante, esso sottrae Ca^{++} , l'equilibrio si perde e nuovo CaCO_3 si dissocia liberando Ca^{++} e $\text{CO}_3 =$. Il processo ha termine quando il prodotto delle concentrazioni dei due ioni raggiunge di nuovo il valore del Kps . A questo punto il chelante sottrarrà altri ioni Ca^{++} all'equilibrio. L'EDTA viene disattivato dall'ipoclorito di sodio che si lega al

carbossile tramite il sodio, arrestando così l'azione decalcificante e chelante.

L'impiego di EDTA nella terapia endodontica deve tener conto del fatto che le infiltrazioni periapicali di questa sostanza non solo producono un effetto decalcificante sull'osso periapicale, ma possono anche avere ripercussioni sul sistema immunitario. Di questo prodotto (fig. 14) si conoscono diverse formulazioni, alcune frutto di preparazioni galeniche estremamente economiche, ottenute a partenza da EDTA in polvere opportunamente diluito fino ad ottenere una soluzione al 17%; altre, invece, sono preparazioni commerciali in cui l'EDTA si presenta da solo, o variamente combinato con altre sostanze.

- EDTA al 10% (Tubuliclean) e al 17% (Ogna).
- EDTA al 15%, perossido di urea $[\text{CO}(\text{NH}_2)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}_2]$ 10% e 75% acqua (Rc Prep) o EDTA e perossido di urea al 17% in una base di glicerolo anidro (Glyde, Gly-oxide). Danno ottimi risultati di detersione delle pareti canalari quando abbinati all'ipoclorito di sodio al 5%.
- EDTA al 17% e cetrimide (Largal Ultra, Septodont). La cetrimide è un detergente cationico costituito in prevalenza da tetradeciltrimetilammonio, è solubile in acqua e alcol; la sua tollerabilità è stata valutata per uso topico e gli effetti irritativi sulla superficie cutanea o sulle ferite sono risultati irrilevanti.
- EDTA al 21,8%, acido citrico, tensioattivo e acqua deionizzata qb a 100 ml e (Smear Clear della Sybron Endo, Hidroglide della Stomygen). I tensioattivi permetterebbero un'azione più efficace dell'EDTA, in virtù di una migliore distribuzione sulla superficie dentinale e soprattutto consentono allo stesso di penetrare meglio all'interno dei tubuli dentinali, come dimostrato da studi sperimentali.



FIG. 14 Diversi tipi di EDTA proposti in commercio.

› Agenti ossidanti

- *Perossido di idrogeno* [H_2O_2] (*acqua ossigenata*). È un irrigante usato frequentemente nella pratica endodontica. In commercio si trova sotto forma di soluzioni acquose che si contraddistinguono per la percentuale di ossigeno presente o secondo il volume di ossigeno ottenuto dalla decomposizione.

A scopo endodontico vengono usate soluzioni a dieci volumi o al 3% conservate in bottiglie scure, tenute al riparo dalla luce ed in luogo fresco.

Le proprietà irriganti dell' H_2O_2 derivano dalla sua capacità di liberare O_2 con azione antisettica, sbiancante ed effervescente e l'uso alternato di acqua ossigenata con NaOCl faciliterebbe la rimozione meccanica dello smear layer derivante dalla strumentazione, grazie all'effervescenza che origina dall'ossigeno liberato dalla reazione $NaOCl + H_2O_2 \rightarrow NaCl + H_2O + O_2$, ma i risultati non sono dei migliori.

› Soluzioni alcaline

- *Ipoclorito di sodio* [$NaOCl$] (fig. 15). La soluzione di ipoclorito di sodio viene usata come irrigante endodontico da almeno quattro decenni e, al momento, può essere considerato l'irrigante d'elezione nella moderna endodonzia. È facilmente disponibile commercialmente nella forma comune domestica, la cui concentrazione in genere è 5,25%. Trattasi, quindi, di un prodotto economico che svolge un effetto lubrificante per la strumentazione del canale radicolare, esercita un'azione sbiancante sui denti scoloriti (decolorati) ed aumenta la permeabilità dei tubuli dentinali facilitando la penetrazione intracanalare dei medicinali. Tale soluzione, inoltre, scioglie le sostanze organiche e, quindi, oltre a digerire i frammenti ed i residui di polpa, possiede anche proprietà germicide ed antibatteriche.

L'ipoclorito, inoltre, esplica la sua azione anche sulla predentina e quindi sul contenuto dei suoi tubuli ed il significato clinico di questo è evidente se si pensa che la maggior parte dei batteri, nei denti infetti, sono limitati alla predentina ed alla dentina adiacente. La funzione dell'ipoclorito



FIG. 15
Confezione commerciale di ipoclorito di sodio.

di sodio all'interno del canale non è solo quella chimica: questa sostanza svolge un importante ruolo anche dal punto di vista fisico e meccanico, poiché mantiene in sospensione i residui dentinali evitando l'intasamento dell'apice ed, essendo dotato di una bassa tensione superficiale, riesce a detergere zone non raggiungibili dagli strumenti. Secondo alcune ricerche, sia la capacità di sciogliere le sostanze proteiche, sia le proprietà germicide dell'ipoclorito aumenterebbero considerevolmente aumentando la sua temperatura, ma non è in grado da solo di rimuovere completamente il fango dentinale.

Per quanto riguarda la tossicità dell'ipoclorito di sodio nei confronti dei tessuti, è ovvio che il suo uso deve essere limitato all'interno del canale radicolare e devono essere prese tutte le precauzioni volte a evitare la sua estrusione oltre il forame apicale (mai iniettarlo sotto pressione o in canali con apici beanti), la contaminazione del cavo orale o l'accidentale deglutizione (montare sempre la diga di gomma). L'estrusione oltre apice di ipoclorito può comportare l'insorgenza di edema, nonché di dolore molto intenso e di difficile controllo farmacologico: in qualche caso si rende necessaria la somministrazione di cortisonici e potenti antidolorifici. L'accidentale deglutizione, invece, può determinare l'insorgenza di forte irritazione del distretto faringo-esofageo con accessi di tosse e partecipazione ansiosa del paziente; in qualche caso particolarmente sfortunato si è verificato addirittura un edema della glottide.

› Soluzioni saline

- *Soluzione fisiologica*. Non offre alcuna efficacia terapeutica, poiché la sua azione antibatterica e antisettica è nulla e l'azione principale che svolge nel canale è solo quella di lubrificare le pareti, favorendo lo scorrimento degli strumenti e, mediante la turbolenza legata al lavaggio, rimuovere meccanicamente per quanto possibile i residui pulpari e dentinali.

› Altri irriganti

- *Cetrexidin*. Un irrigante canalare di cui è stato suggerito l'utilizzo da alcuni anni è il Cetrexidin costituito da una soluzione base di cetrimide allo 0,2% e clorexidina allo 0,2%. È un liquido inodore, incolore, insapore.

La **cetrimide** è un detergente cationico costituito in prevalenza da tetradeciltrimetilammonio, è solubile in acqua ed in alcool, risulta compatibile con la clorexidina gluconato, della quale potenzia l'effetto antibatterico.

La **clorexidina** è un composto biguanidico cationico [$C_{22}Cl_2N_{10}H_{30}$], che svolge un'energica azione antibatterica verso i microrganismi gram-, gram+ e verso alcune specie di funghi e lieviti mediante un danno alla membrana cellulare. In particolare,

la polarità della membrana determina la sua adesione non solo alla parete cellulare, ma anche a proteine e polisaccaridi extracellulari, nonché ai gruppi polari dell'idrossiapatite, permettendo così alla molecola di esercitare un effetto prolungato ed inibendo l'adesione di altre cariche microbiche.

La tollerabilità della cetremide è stata valutata per uso topico: i suoi effetti irritativi sulla superficie cutanea o sulle ferite sono risultati irrilevanti. Rarissimi sono risultati i fenomeni di sensibilità allergica. La tossicità dovuta ad ingestione determina effetti comuni ai detergenti di tipo cationico, come nausea, vomito, dispnea. La scarsità degli effetti collaterali e tossici, il basso numero di reazioni allergiche riscontrate in diversi anni di impiego, associate alla sua efficacia antibatterica rendono il Cetrexidin un prodotto di ottima affidabilità, soprattutto in quei casi in cui non si possa usare la diga di gomma (e quindi l'ipoclorito).

- **OPW.** L'acqua a potenziale ossidante (OPW), definita come acqua altamente acida ottenuta tramite elettrolisi, è caratterizzata da una notevole attività antimicrobica in grado di inattivare virus e batteri, poiché contiene numerosi costituenti antimicrobici attivati contenenti ossigeno, quali HOCl e O₃. Ha un pH insolitamente basso (2,7 o anche meno) ed ha potenziali di ossidoriduzione elevati rispetto al potenziale dell'acqua di rubinetto. L'OPW utilizzata come irrigante durante e dopo la strumentazione del canale radicolare ha la stessa efficacia del NaOCl al 5% e dell'EDTA al 17%, nell'aprire e mantenere pervi i tubuli dentinali. Essa produce un rapido effetto antimicrobico, si decompone all'istante in acqua comune e non viene assorbita dalla dentina e, pertanto, può essere utilizzata con sicurezza quale irrigante per i canali radicolari. Un ulteriore vantaggio è rappresentato dall'assenza di tossicità ed irritabilità causate dall'immediata perdita dell'elevato potenziale ossido riduttivo e dal basso pH alla reazione alla luce e/o alle sostanze organiche.
- **Laser.** In questi ultimi anni è stata valutata da alcuni autori anche l'efficacia dell'irradiazione con laser Er:YAG sulla rimozione dei detriti dalle pareti canalari come coadiuvante degli irriganti convenzionali. Il laser, infatti, consente di potenziare l'azione degli irriganti favorendo il raggiungimento di alcune zone dei tubuli dentinali un tempo inaccessibili. In particolare il laser a diodi si è rivelato efficace nella riduzione sia della carica batterica libera che del biofilm a livello del sistema canalare, soprattutto se utilizzato in associazione all'ipoclorito di sodio. Questo potere battericida potrebbe essere correlato al fenomeno della cavitazione o ad un aumento locale della temperatura, che potrebbe provocare direttamente o indirettamente la morte dei microrganismi aumentando l'azione antimicrobica dell'ipoclorito di sodio.

- **MTAD.** Da ultimo è stata proposta una soluzione costituita da un antibiotico, la tetraciclina, l'acido citrico e un detergente, il Tween 80 (MTAD), che sembra essere, alla luce dei primi risultati, un ottimo irrigante, ma il cui costo è, attualmente, troppo elevato per l'impiego di routine.

Tecniche di irrigazione

Per quanto riguarda le tecniche di irrigazione, rimandiamo ai testi specialisti. Qui ci limitiamo a ricordare che è fondamentale che le soluzioni irriganti siano portate a diretto contatto con le pareti interne del canale affinché siano realmente efficaci, in particolar modo nella porzione apicale dei canali più stretti.

8.3 Sostanze utilizzate nelle medicazioni

L'endodonzia è un problema microbiologico, rappresentando l'infezione batterica il "primum movens" della patologia pulpale (prima) e periapicale (poi) ed è da un punto di vista microbiologico che vanno inquadrati gli obiettivi che il trattamento endodontico si prefigge. Non esiste attualmente un unico mezzo, strumento o metodo capace da solo di garantire la completa disinfezione del sistema dei canali radicolari. All'azione meccanica degli strumenti canalari, possiamo affiancare una disinfezione chimica del sistema dei canali radicolari e, a questo proposito, l'ipoclorito di sodio al 2,5% o al 5% resta per le sue proprietà antibatteriche l'irrigante più efficace (tab. 1). Inoltre, per essere più sicuri se non della sterilità per lo meno di una drastica riduzione della componente batterica all'interno di un canale radicolare, possono essere necessarie delle medicazioni intermedie con lo scopo da una parte di eliminare gli eventuali batteri residui, dall'altra di impedire la crescita di microrganismi che potrebbero, tra una seduta e l'altra del trattamento, contaminare lo spazio canalare nonostante l'applicazione di un'otturazione provvisoria.

Gli agenti disinfettanti più noti sono: alcoli, composti fenolici, sali di metalli pesanti, composti detergenti, alogeni ed idrossido di calcio.

- › **Alcoli.** Tra questi troviamo l'alcol etilico [C₂H₅OH] e isopropilico al 70% [CH₃CH(OH)CH₃]. Sono altamente infiammabili, quindi vanno conservati e maneggiati lontano da scintille, fiamme o fonti di calore. La loro azione, se applicati in alte concentrazioni, è di denaturazione delle proteine e comunque non sono consigliati come antisettici intracanalari per il loro basso potere antimicrobico. In particolare l'alcol isopropilico può determinare effetti tossici se inalato o ingerito.
- › **Composti fenolici.** Questi composti, come il fenolo, il monochlorofenolo, il timolo, il cresolo, il creosoto dal faggio ed il metacresilacetato svolgono l'azione di veleni protoplasmatici in concentrazioni dell'1-2%. Tra questi il fenolo [C₆H₆O], il creosoto di faggio ed il metacresilacetato (fig. 16A) sono quelli più frequen-

SENSIBILITÀ DEI CEPPI BATTERICI A DIVERSI ANTISETTICI

metacresilacetato	3	1	3	3	3	3
fenolo	3	2	3	3	3	3
fenolo canforato	3	2	3	3	3	3
creosoto	3	2	3	3	3	3
fenolo canforato alcol	2	1	1	2	2	2
timolo 10%	0	2	2	3	3	3
ioduro K 5%	2	3	3	3	3	3
ioduro K 2%	2	3	3	3	3	3
NaOCl 5%	2	3	2	3	3	3
NaOCl 2,5%	1	2	2	3	3	3
NaOCl 1%	0	2	2	3	3	3

0 = valore di inibizione di diametro di 0 mm
 1 = valore di inibizione di diametro di 2-3 mm
 2 = valore di inibizione di diametro di 4-5 mm
 3 = valore di inibizione di diametro di 5 mm

■ P. aeruginosa
■ S. faecalis
■ S. aureus
■ S. sanguis
■ S. mutans
■ C. albicans

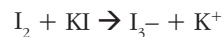
TAB. 1 Sensibilità dei ceppi batterici ai diversi antisettici.

temente usati in endodonzia.

- **Sali di metallo pesanti.** Sono l'argento, il mercurio e il rame; essi coagulano le proteine ed agiscono come inibitori enzimatici, non sono comunque adoperati, poiché sono facilmente disattivati dalle proteine fluide tissutali.
- **Composti detergenti.** Tra essi ricordiamo i composti dell'ammonio quaternario: questi inizialmente furono considerati antisettici ideali, ma secondo molte ricerche la loro tossicità è da considerarsi elevata.
- **Composti alogeni.** Sono rappresentati da prodotti contenenti fondamentalmente cloro, iodio e iodio e derivati.
- **Composti a base di cloro.** Tra i composti a base di cloro, prevalentemente utilizzati per i lavaggi canalari, possiamo ricordare l'ipoclorito di sodio e la clorammina T. Il loro meccanismo d'azione consiste nell'ossidazione dei gruppi sulfidrilici dei sistemi enzimatici della parete batterica. Studi sperimenta-

li confermano che le soluzioni al 5% e al 2,5% svolgono un'azione antibatterica efficace sui principali microrganismi isolati da canali radicolari (fatta eccezione per lo *Pseudomonas Aeruginosa*) e pressoché sovrapponibile (tab. 1). La soluzione all'1%, viceversa, è decisamente più blanda dal punto di vista antibatterico, ma in compenso presenta una biocompatibilità migliore di quella delle altre due diluizioni e che potremmo definire relativamente accettabile.

- **Soluzione acquosa di lugol o soluzione iodoiodurata.** Il reattivo di Lugol è una soluzione acquosa iodo-iodurata di colore marrone chiaro, inodore. In soluzione KI (ioduro di potassio) si dissocia e l'anione I⁻ tende a reagire con lo iodio elementare secondo la reazione:



Questo preparato non contiene alcol e, quindi, non deve essere confuso con la tintura di iodio, che consiste di iodio e ioduro di potassio dissolti in alcol. La soluzione (al 2% e al 5% di ioduro di potassio), messa a confronto con altri farmaci antisettici comunemente usati in endodonzia (clorofenolo, creosoto, timolo, metacresilacetato) (tab. 1), può essere considerata un'ottima medicazione intermedia, dal momento che oltre a svolgere un'efficace azione antibatterica nei confronti dei germi più frequentemente riscontrati nei canali radicolari necrotici, presenta anche un effetto tossico a danno dei tessuti biologici decisamente inferiore a quello degli altri medicamenti.

- **Pasta o polvere iodoformica.** Questa è un composto radiopaco a base di iodoformio [CHI₃] e vari antisettici (fenolo canforato, clorofenolo) (fig. 16C); è caratterizzata da un odore sgradevole, abbinato alla indiscutibile difficoltà nel rimuoverla

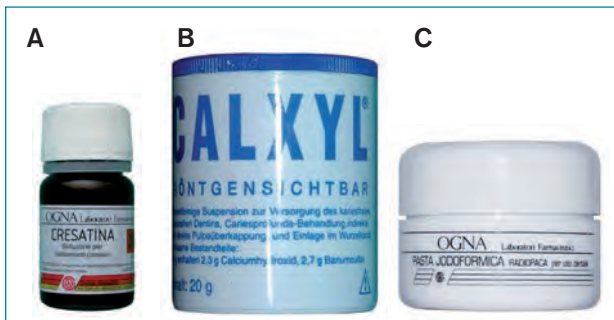


FIG. 16 A: preparazione commerciale di Metacresilacetato. B: preparazione commerciale di idrossido di calcio in soluzione acquosa. C: preparazione commerciale di pasta iodoformica.

completamente dal canale. Possibilmente questi prodotti non vanno mai messi a contatto con tessuti biologici, per la presenza nella loro composizione di sostanze irritanti come il clorofenolo.

- › **Idrossido di calcio** (fig. 16B). Il $\text{Ca}(\text{OH})_2$ lega la sua potente attività antibatterica all'elevato pH (circa 12,5), sufficiente per garantire la morte della maggior parte dei batteri, opponendosi quindi all'accumulo di quei liquidi che provengono dal periapice e che costituiscono un *pabulum* ideale per i batteri. La soluzione acquosa di idrossido di calcio, peraltro, è un composto altamente instabile, con una spiccata tendenza a captare l'anidride carbonica (CO_2) ed a trasformarsi in carbonato di calcio (CaCO_3), il quale è insolubile e quindi inerte. Per ovviare a tale fenomeno può essere conveniente utilizzare prodotti monodose in fiale come lo Stomidros (fig. 17A). Il suo effetto antibatterico all'interno dei canali tende ad esaurirsi già dopo 24 ore e limita la sua efficacia ai tessuti con cui viene in intimo contatto. Alcuni ceppi batterici, infine, quali ad esempio l'*Enterococcus faecalis* sono resistenti all'azione di questo composto.
- › **Ossido di calcio** (fig. 17B). Si tratta di un prodotto elettivo per la disinfezione canalare calcica espansiva definita "terapia ocalessica". Il CaO inserito all'interno del canale si trasforma in $\text{Ca}(\text{OH})_2$ con un aumento di volume di circa il 270% e questo processo permette al prodotto finale di penetrare, per espansione spontanea, all'interno di quelle strutture endodontiche insondabili, quali delta apicale, canali secondari e/o accessori.
- › **Clorexidina**. Tale sostanza, di cui abbiamo parlato a proposito dei lavaggi canalari, associata all'idrossido di calcio aumenterebbe la velocità e l'efficacia antibatterica contro i Gram+, in particolare l'*Enterococcus faecalis*.

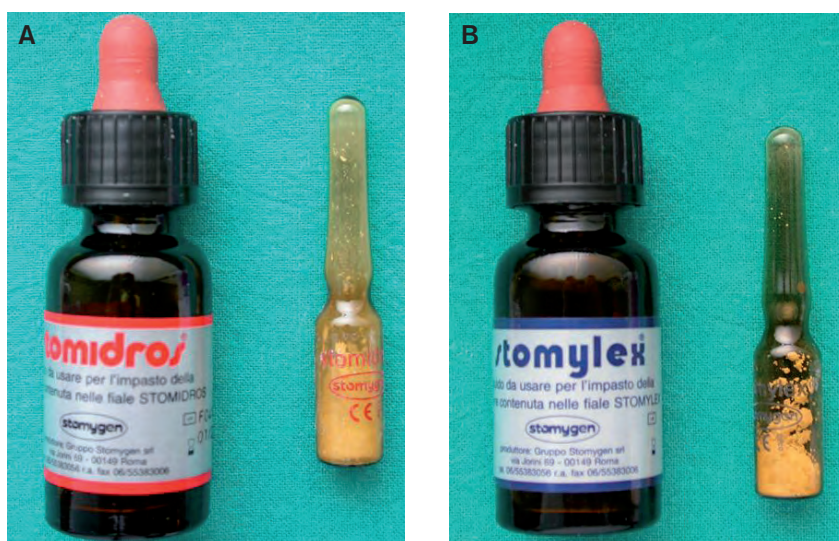
› Antibiotici e cortisonici

- **Pomate antibiotiche-cortisoniche**. La pomata viene portata nel canale da uno strumento canalare. Il problema posto da questi preparati è l'eccezionale, la vasellina, che non è facilmente eliminabile: si deve infatti riprocedere ad un nuovo alesaggio, sempre sotto irrigazione, finché nelle spire dello strumento canalare non si noti più alcun residuo di pomata; ciò nonostante è molto probabile che residui di vasellina abbiano "impregnato" le pareti dentinali del canale stesso con conseguente ammorbidimento di queste e successiva difficoltà, al momento dell'otturazione dello spazio endodontico, nel creare un'adesione precisa ed ermetica fra il materiale otturante e le pareti radicolari.
- **Soluzioni antibiotico-cortisoniche veicolate in glicerolo**. La rimozione della medicazione si è rivelata molto semplice da eseguire, dato che l'antibiotico e il cortisonico sono veicolati in glicerina che è idrosolubile: di conseguenza un semplice lavaggio con soluzione fisiologica o acqua distillata è sufficiente per rendere pulito il canale.

8.4 Materiali per l'otturazione canalare

L'otturazione dello spazio endodontico è la fase conclusiva della terapia e consiste nel riempimento tridimensionale del sistema canalare, onde ottenere una chiusura ermetica del canale radicolare.

Il completo riempimento del sistema canalare ed il perfetto sigillo del forame o dei forami apicali sono necessari per la stabilizzazione dei risultati clinici ottenuti durante la strumentazione e la detersione del sistema endodontico. La necessità di un perfetto sigillo del sistema radicolare deriva non dalla necessità d'impedire la colonizzazione batterica per via ematica dei fluidi



FIGG. 17 A: preparazione commerciale monodose a base di idrossido di calcio, costituita da una sospensione semiliquida. B: preparazione commerciale a base di ossido di calcio, costituita anch'essa da una sospensione semiliquida.

tissutali, ma per evitare la moltiplicazione all'interno dei fluidi stessi di batteri sopravvissuti alle manovre di disinfezione canalare ed impedire il passaggio dei batteri residui e delle tossine batteriche derivanti dal loro metabolismo dal sistema endodontico ai tessuti parodontali. Anche una corretta otturazione, quindi, concorre in maniera determinante al successo della terapia endodontica.

Negli ultimi 100 anni sono stati sperimentati ben 500 diversi materiali suddivisi in: materiali solidi (coni di argento e d'oro), materiali fluidi (paste, cementi), materiali plastici o semisolidi (guttaperca, resilon.)

Proprietà fisico-chimiche

Molto importante nei materiali da otturazione fluidi è il *tempo di presa*, che deve essere sufficientemente prolungato da permettere un'adeguata manipolazione; tuttavia, se troppo lungo, può comparire una certa tossicità, per l'azione svolta dai singoli componenti che non hanno reagito. Ancora, è richiesta una buona *scorrevolezza e capacità di penetrazione* che, però, se non utilizzate in modo adatto, favoriscono l'estrusione oltre l'apice del materiale stesso.

L'*adesione* non esiste in senso assoluto, per la mancanza di un legame molecolare effettivo tra materiale e dente, tuttavia i materiali fluidi presentano una buona coesione, mentre i materiali plastici e solidi possono essere solo adattati alle pareti, per cui è consigliabile utilizzarli in associazione con un cemento.

Caratteristica negativa dei materiali soggetti a presa è la *contrazione dimensionale*, che altera nel tempo l'ermeticità dell'otturazione: è quindi consigliabile usarli in strato sottile, verniciando le pareti e occupando la maggior parte dello spazio con una sostanza plastica o solida. È inoltre importante che i materiali da otturazione presentino un pH vicino a quello neutro ed una *solubilità* non eccessiva.

Proprietà biologiche

Queste sono molto importanti perché in corrispondenza dell'apice si viene a creare un contatto con tessuti viventi: è essenziale, quindi, un'elevata *biocompatibilità*, che consiste nel non irritare e non sensibilizzare l'organismo ospite.

Numerosi test fatti al fine di valutare appunto tale compatibilità hanno dimostrato che tutti i materiali per otturazione fluidi (cementi e paste) provocano irritazioni a livello tissutale; è perciò opportuno introdurre nel canale soltanto una piccola quantità di tali sostanze, senza arrivare mai a spingerle oltre l'apice nel desmodontio apicale. L'*azione disinfettante*, necessaria per l'eliminazione dei batteri, non va tanto considerata nella sua durata, quanto nello spettro d'azione e nella sua diffusione; sono fondamentalmente da evitare i materiali che svolgano un'azione disinfettante di lunga durata, poiché le componenti battericide e antisettiche esercitano un effetto tossico sul tessuto vitale.

Sulla biocompatibilità sono sorte preoccupazioni per le possibili *reazioni di sensibilizzazione* che alcuni

componenti dei materiali per otturazione endodontica potrebbero scatenare, agendo come antigeni o come apteni. Sono stati riportati casi di sensibilizzazione all'eugenolo, all'ossido di zinco, all'argento. Alcuni studiosi, peraltro, considerando l'esigua quantità di materiale usato nell'otturazione canalare, negano la possibilità di proprietà tossiche o sensibilizzanti di tali sostanze.

8.4.1 Sostanze solide

Principalmente erano rappresentate dai *coni di argento*, cui accenniamo solo per mere "esigenze storiche".

Gli svantaggi sono rappresentati dall'incapacità di adeguarsi alla forma del canale, dalla non dissolubilità e, soprattutto, dall'irritazione del tessuto periapicale: una punta d'argento "sovraestesa", infatti, provocava irritazione fisica della membrana parodontale e, durante i micromovimenti del dente nell'alveolo, poteva provocare delle microferite. Inoltre, una volta avvenuto il riassorbimento del cemento che gli sta intorno, il cono d'argento va incontro ad un fenomeno di corrosione del metallo per un processo di ossidazione che porta alla formazione di prodotti contenenti zolfo e cloro, sostanze queste ultime citotossiche. Questi inconvenienti hanno decretato progressivamente il completo abbandono delle punte d'argento.

8.4.2 Sostanze fluide

8.4.2.1 Cementi

L'uso esclusivo dei cementi come materiale da otturazione endodontica è stato abbandonato dalla maggioranza degli odontoiatri e dalla totalità degli studiosi in campo endodontico, poiché, al pari delle paste, sono riassorbibili; pertanto parleremo di questi materiali come inscindibili da quelli semisolidi (guttaperca) nelle tecniche di otturazione canalare.

Per quanto riguarda le loro funzioni, questi vengono usati insieme ai materiali d'otturazione (coni di guttaperca) per quattro ragioni specifiche.

- ▶ Tutti i cementi comunemente usati contengono antibatterici e quindi si può ottenere un'azione germicida nel periodo di tempo subito dopo la loro introduzione.
- ▶ Il cemento deve otturare le aree residue fra il materiale d'otturazione principale e le pareti del canale: poiché i cementi sono allo stato plastico o semiliquido quando sono messi nel canale, una volta induriti assumono una consistenza solida e possono collegare i materiali d'otturazione e le pareti di dentina allo stesso modo in cui un cemento di fissaggio stabilizza una fusione protesica.
- ▶ Con l'uso di materiali semisolidi il cemento espleta anche un'azione lubrificante: avendo, infatti, una scarsa rigidità, la guttaperca deve essere lubrificata in modo considerevole quando viene messa nel canale,

per raggiungere la posizione desiderata nella parte apicale della preparazione. In un certo senso la scelta del cemento da usare dipende dal grado di lubrificazione desiderata, poiché sono in commercio numerosi prodotti con diverse proprietà fisiche.

- › Tutti i cementi hanno un certo grado di radiopacità; questa è una proprietà importante, poiché può rivelare la presenza di canali laterali ausiliari, aree di riassorbimento, fratture radicolari, la forma del forame apicale e altre interessanti strutture. Per quanto concerne la composizione chimica esistono sul mercato cementi con differenti formule.

- › **Cementi a base di ossido di zinco-eugenolo.** Questi si rifanno tutti alla formula di Rickert, usata da più di 50 anni, che contiene polvere di ossido di zinco, resina, ioduro di timolo e argento precipitato in polvere, con eugenolo come maggiore costituente del liquido (per esempio il Pulp Canal Sealer di Sybron Endo, o l'Argo Seal di Ogna). Questo cemento ha ottime qualità lubrificanti, permette un tempo di lavorazione di più di trenta minuti quando viene miscelato in un rapporto di polvere di 1:1 ed ha azione germicida; il vantaggio più cospicuo è che presenta una massa maggiore di qualunque altro a parità di quantità e ciò lo rende ideale per le tecniche di condensazione, perché può essere spinto nei vuoti e nelle irregolarità.

Lo svantaggio principale della formula di Rickert è che la presenza dell'argento rende il cemento molto decolorante se del materiale entra nei tubuli dentinali della corona, problema questo relativo negli elementi posteriori, mentre quando viene usato nei denti frontali bisogna avere molta cura nel pulire la camera pulpale dopo la condensazione della guttaperca per esser certi di aver tolto tutto il materiale residuo. Per ovviare a questo problema, si può utilizzare un cemento a base di ossido di zinco ed eugenolo non macchiante, in sostituzione di quello di Rickert, noto con il nome di Tubuliseal, la cui formula è la seguente:

- ossido di zinco 42 parti;
- resina stabelite 24 parti;
- carbonato di bismuto 12 parti;
- solfato di bario 15 parti;
- borato di sodio anidro 1 parte.

Tali cementi, peraltro, rilasciano concentrazioni potenzialmente citotossiche di eugenolo ed inoltre, sempre a causa dell'eugenolo, possono disturbare un restauro adesivo post-endodontico, poiché tale sostanza sembra interferire con la polimerizzazione della resina adesiva. Per risolvere tale inconveniente, si possono usare cementi resinosi privi di eugenolo. Altri cementi a base di ossido di zinco-eugenolo utilizzati in passato sono l'N2 e l'Endomethasone, prodotti questi ultimi contenenti paraformaldeide ad azione mummificante e antimicrobica e corticosteroidi ad azione antinfiammatoria. L'uso di questi ultimi prodotti è assolutamente da sconsigliare a causa della presenza soprattutto della paraformaldeide,

che svolge un'azione citotossica nei confronti delle cellularità periapicali ed inoltre, se il cemento viene accidentalmente iniettato nel forame mentoniero o nel canale mandibolare, determina gravi e irreversibili fenomeni di parestesia a carico delle strutture nervose.

Tutti i cementi all'ossido di zinco eugenolo presentano un tempo di lavorazione piuttosto lungo, ma la loro presa nel dente è più rapida che sulla piastra da miscelazione per via della maggiore temperatura corporea e dell'umidità.

- › **Cementi senza eugenolo.** Sono a base di resine artificiali che, polimerizzando, passano dallo stato fluido a quello solido, incorporando gli altri componenti del prodotto (per esempio AH 26, Top Seal di Maillefer Dentsply, o AH Plus).

Per quanto riguarda la loro tossicità, invece, i pareri degli studiosi sono contrastanti: per Gheshlaghi (2000), Miletic (2000) e Cohen (2000) non sembrano essere citotossici, mentre per Schweikl (1998) e Huang (2002) mostrano aspetti di tossicità e mutagenicità ben documentati.

8.4.3 Sostanze plastiche o semisolide

8.4.3.1 Guttaperca naturale

Introdotta da Bowman in endodonzia nel 1867, è oggi il materiale di elezione per le otturazioni canalari in associazione ad un cemento.

I **vantaggi** che offre tale sostanza come materiale da otturazione canalare sono i seguenti.

- › **Comprimibilità:** la guttaperca permette un ottimo adattamento alle pareti di una preparazione canalare.
- › **Inerzia:** fra tutti i materiali usati in odontoiatria, la guttaperca è tra i meno reattivi ed è considerevolmente meno reattivo dell'argento e dell'oro.
- › **Stabilità dimensionale:** quando è solidificata, la guttaperca non subisce quasi nessun cambiamento di dimensione.
- › **Tolleranza biologica:** studi fatti inserendo la guttaperca nel tessuto dorsale del criceto e nel parodonto del ratto hanno dimostrato che questa è ben tollerata dai tessuti biologici; l'eventuale grado di tossicità è ascrivibile all'ossido di zinco, che come maggior componente dei coni di guttaperca può favorire il rilascio di ioni zinco nei fluidi tissutali.
- › **Radiopacità:** la guttaperca è radiopaca e quindi facilmente riconoscibile su una lastra radiografica.
- › **Dissolubilità:** la guttaperca può essere facilmente disciolta con cloroformio, xilolo ed oli essenziali.
- › **Sterilizzazione:** facile con NaClO.

Ci sono, però, anche degli **svantaggi** che devono essere tenuti presenti.

- › **Mancanza di rigidità,** questo materiale si piega abbastanza facilmente quando viene sottoposto a pressione.

- › *Mancanza di controllo della lunghezza*, oltre alla comprimibilità la guttaperca presenta una distorsione verticale se sottoposta a tensione a causa della sua plasticità.

Si presenta traslucida o di colore ambrato, rigida e solida a temperatura ambiente, diventa pieghevole a partire dai 25-30 °C, ha temperatura di rammolimento attorno ai 60°C e temperatura di liquefazione a 95-100 °C, si scioglie nei solventi organici (cloroformio, acetone, benzene, ecc.) ed è un cattivo conduttore di calore.

La guttaperca commerciale per uso endodontico, in media, è composta da:

- › 18-22% da guttaperca;
- › 59-76% da ossido di zinco;
- › 1-4% da cere o resine;
- › 1-18% da radiopacizzanti (bario o stronzio).

La guttaperca per uso dentale è un materiale biocompatibile, dove per biocompatibilità s'intende, secondo l'European Society for Biomaterials, la capacità di un materiale di determinare una risposta adeguata in un'interazione con il sistema biologico: è, cioè, ben tollerata dai tessuti.

Ha proprietà antibatteriche (o almeno non favorisce la crescita batterica) e questo è probabilmente dovuto al contenuto in ossido di zinco.

Studi condotti sulla citotossicità della guttaperca hanno portato a tre importanti conclusioni:

- › tutti i coni di guttaperca sono, probabilmente, citotossici visto che tutti i coni testati sono risultati tali;
- › la guttaperca pura è atossica; ciò che rende i coni tossici sono quindi gli altri componenti, soprattutto l'ossido di zinco;
- › la tossicità è dovuta alla diffusione di ioni zinco all'interno dei fluidi periradicolari.

La preparazione industriale della guttaperca prevede un trattamento diviso in quattro fasi: masticazione, miscelazione, vulcanizzazione, realizzazione di presentazioni commerciali.

La masticazione è eseguita per portare la guttaperca ad una viscosità ottimale per amalgamare gli ingredienti;

si utilizza un mixer a due rotori, che possono ruotare a velocità identica o differente. In questa prima fase le molecole del polimero sono frammentate dall'alta forza di torsione e generano delle catene a radicali liberi che possono interagire e formare piccole catene molecolari o ricombinarsi e formare lunghe catene. Questa frammentazione, un processo termo-ossidativo, può essere accelerata da catalizzatori chimici.

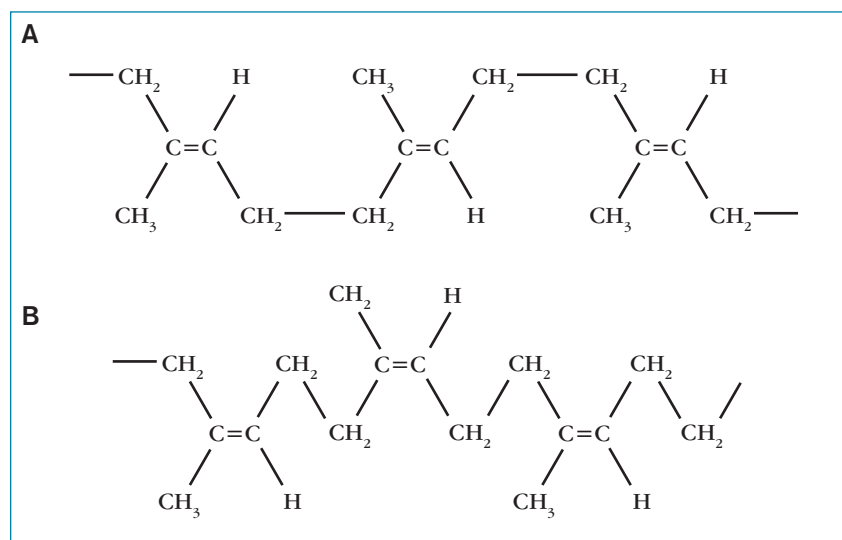
La vulcanizzazione è un processo chimico con cui le catene polimeriche sono unite in un reticolo tridimensionale dagli atomi del vulcanizzante. Questa reazione può essere accelerata ad esempio dall'ossido di zinco, che, se presente in gran quantità, serve da riempitivo.

La vulcanizzazione e la realizzazione dei coni possono essere congiunte o separate.

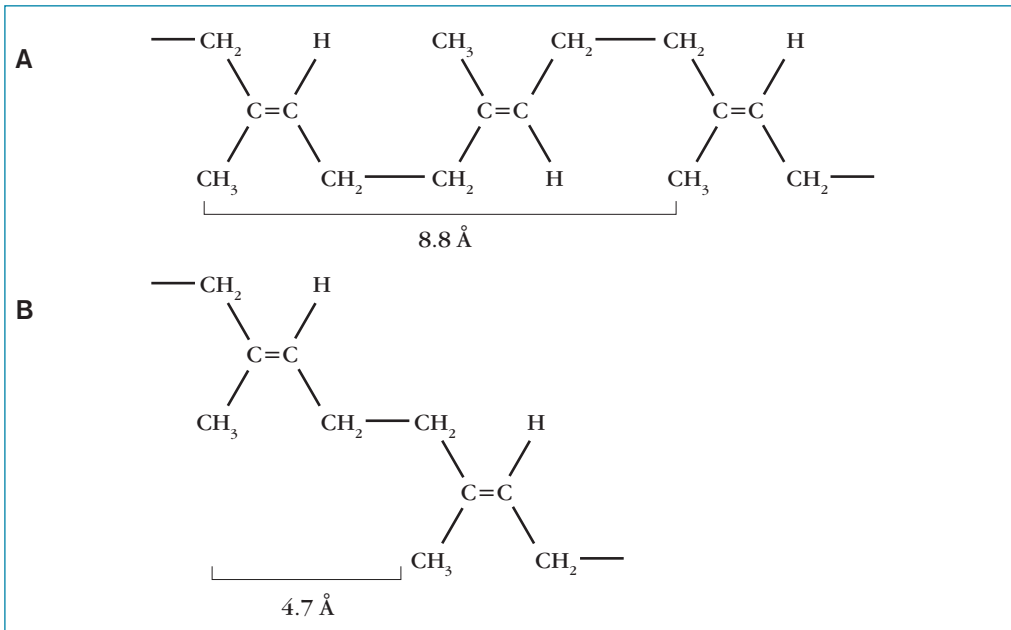
La guttaperca naturale è un derivato della gomma naturale, di cui rappresenta la forma stereoisomerica trans (fig. 18). La forma pura è ottenuta per coagulazione dell'essudato prodotto dalle foglie del *Palaquim Oblongifolium* Burk, albero originario dell'arcipelago malese. È organizzata in lunghe catene policarboniose caratterizzate dal ripetersi periodico di un'unità monomerica (isoprene) e da un doppio legame tra gli atomi di carbonio 1 e 4; le varie catene polimeriche sono tenute insieme da legami labili di Van der Waals. A seconda del passo di avvolgimento molecolare e del periodo di ripetizione del monomero si distinguono due forme cristalline stereoisomeriche della guttaperca definite alpha e beta guttaperca.

L'alpha guttaperca (fig. 19A) ha un periodo di ripetizione del monomero di 8,8 Å, temperatura di fusione di circa 70°C e catene molecolari disposte ordinatamente, proprietà che le conferiscono buone capacità di flusso quando è riscaldata ma una certa rigidità a temperatura ambiente. A questo proposito l'analisi di campioni di guttaperca alpha al SEM ha evidenziato una struttura regolare ed omogenea del materiale sia allo stato solido che allo stato fluido (fig. 20).

La beta guttaperca (fig. 19B) ha un periodo di ripetizione del monomero di 4,8 Å, una temperatura di fusione



FIGG. 18 A: formula chimica della gomma naturale. B: formula chimica della guttaperca dentale.



FIGG. 19 A: formula chimica dell'alpha guttaperca. B: formula chimica della beta guttaperca.

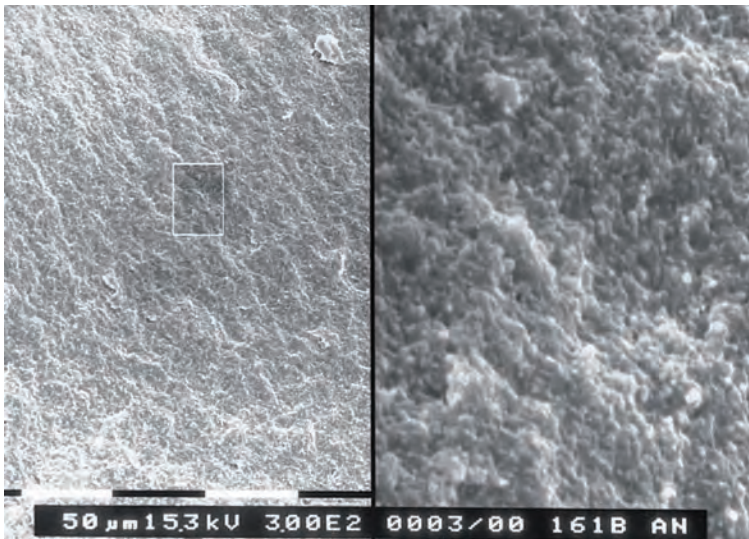


FIG. 20 Sezione trasversale di un cono di guttaperca alfa allo stato solido. Panorama e particolare.

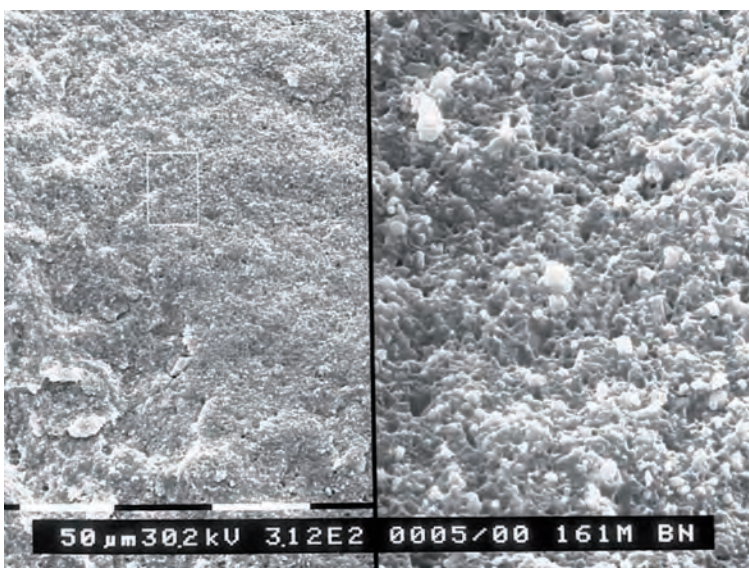


FIG. 21 Sezione trasversale di un cono di guttaperca beta allo stato solido. Panorama e particolare.

di 80°C e catene disposte in modo intricato e disordinato, proprietà che le conferiscono un flusso inferiore e una viscosità maggiore rispetto a quelle della forma alpha, ma superiori proprietà elastiche. Anche in questo caso l'analisi al SEM conferma l'irregolarità della sua struttura, proprietà che persiste anche dopo plasticizzazione (fig. 21).

Allo stato solido i coni di guttaperca beta sono elastici e ben comprimibili.

La forma alpha, normalmente presente in natura, durante la lavorazione industriale viene solitamente riscaldata attorno ai 65°C, fornendo un materiale amorfo la cui ricristallizzazione avviene, a causa dei procedimenti accelerati di raffreddamento, in forma beta ed è quest'ultima quella che di solito entra nella composizione dei coni endodontici. Essa, però, ha la caratteristica di riconvertirsi, col tempo, nella forma alfa originale causando la caratteristica friabilità dei coni invecchiati. Allo stato solido i coni di guttaperca alpha sono duri, friabili e poco comprimibili, con il riscaldamento subiscono una variazione volumetrica, diventando lucenti e collosi. La loro temperatura di fusione si situa attorno ai 65-70°C, temperatura questa più bassa di quella delle guttaperca tradizionali di tipo beta. Presentano una buona capacità di adesione alle superfici, una bassa viscosità ed una fluidità elevata. Anche se riscaldate ripetutamente, le loro proprietà restano costanti.

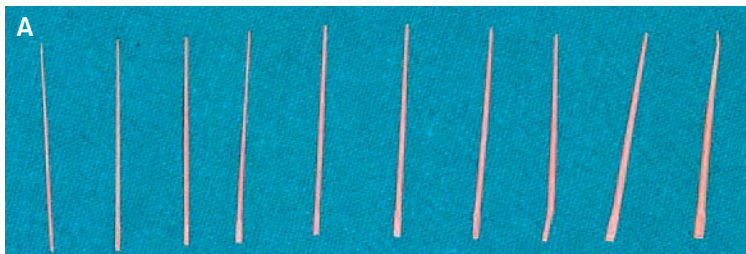
La scelta della guttaperca più idonea dipende a questo proposito dalle caratteristiche chimico-fisiche prece-

dentemente esposte. La guttaperca a comportamento di tipo alfa trova migliore applicazione in alcune particolari tecniche di obturazione canalare a caldo, mentre la guttaperca a comportamento di tipo beta si adatta ad essere compressa e deformata dalle varie tecniche di condensazione a freddo.

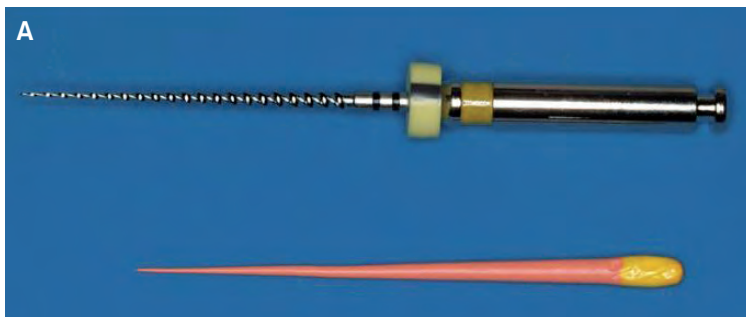
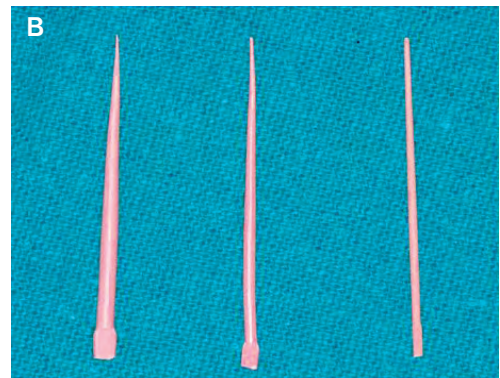
La guttaperca per uso endodontico è disponibile in commercio in coni e in altre forme riscaldabili in apposite apparecchiature. I primi sono differenti per diametri in punta e conicità e si presentano sotto forma di coni standardizzati e non.

- ▶ **Coni standardizzati:** sono a norma ISO, a conicità .02 e disponibili nei diametri in punta da 0,15 a 1,40 mm (fig. 22).
- ▶ **Coni non standardizzati:** non seguono le norme di standardizzazione ISO e hanno, rispetto ai precedenti, una forma più conica e più appuntita (fig. 22). Sono disponibili in 9 misure: x-fine, fine-fine, medium-fine, fine, fine-medium, medium, medium-large, large, extra-large; questi coni possono essere utilizzati come coni ausiliari, o come cono principale.
- ▶ **Coni di guttaperca a conicità differenziata:** corrispondenti ad analoghi strumenti a conicità modificata utilizzati per la preparazione del canale radicolare (fig. 23).

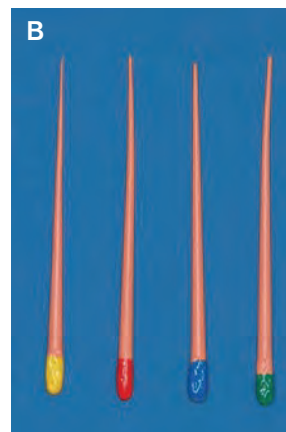
Per venire alle altre forme, queste si presentano in pellet (cilindretti) per la pistola Obtura (fig. 24), avvolta intorno agli obturatori nella tecnica Thermafil (fig. 24), in cartucce per la tecnica Microseal (fig. 25).



FIGG. 22 Coni ISO a conicità .02 dal 10 al 55. A: confronto fra coni accessori e coni standardizzati. B: a sinistra un cono non standardizzato medium, al centro un cono non standardizzato fine e a destra un cono ISO a conicità .02.



FIGG. 23 Coni di guttaperca a conicità modificata con diametri in punta corrispondenti alle norme ISO (A) - Corrispondenza tra cono di guttaperca a conicità .04 e punta 20 e strumento a conicità modificata della stessa misura (B).





FIGG. 24 A: confezione di pellet per la pistola Obtura costituiti da guttaperca alpha. B: otturatore Thermafil.



FIG. 25 Cartucce Microflow per la tecnica Microseal.

8.4.3.2 Guttaperca sintetica: Resilon

Alcuni studi sperimentali hanno portato alla produzione di una nuova guttaperca sintetica, il Resilon, che permettesse un sigillo di tipo “adesivo” del canale radicolare. In particolare la matrice polimerica del Resilon è costituita per il 50% circa da policaprolattone, un poliestere termoplastico. Questo polimero è riempito con vetro bioattivo, una forma ricca in calcio e silice, ossiclorito di bismuto e solfato di bario, due cristalli insolubili che conferiscono ottima capacità ai raggi x: le particelle di riempitivo rappresentano il 42% in volume ed il 65% in peso del Resilon; la quota residua, circa il 10%, consta di copolimeri di metacrilato che gli permettono di reagire con la componente resinosa del sealer.

Esistono, analogamente alla guttaperca, coni master in tutte le misure ISO e diverse conicità, coni accessori e pellets (fig. 26), che permettono di utilizzare questo materiale con tutte le metodiche di otturazione canalare. Ovviamente non è opportuno mischiare coni tradizionali con coni Resilon, perché altrimenti non si avrebbe adesione fra i differenti materiali.

I coni Resilon sono, inoltre, biocompatibili, facilmente rimovibili, in quanto dissolti dai solventi, e non sono solubili in acqua.

Il Resilon viene utilizzato nell’ambito di diversi sistemi adesivi: questi prevedono l’utilizzo di un primer auto-mordenzante (self-etching primer), che contiene un monomero funzionale di acido solforico, HEMA, acqua

e un iniziatore di polimerizzazione. La preparazione della dentina con questi agenti chimici dovrebbe prevenire il distacco del riempimento in resina dalla parete canalare e contribuire a sigillare le radici riempite con il materiale.

Vi è poi un sigillante a base di composito dentale resinoso a polimerizzazione duale.

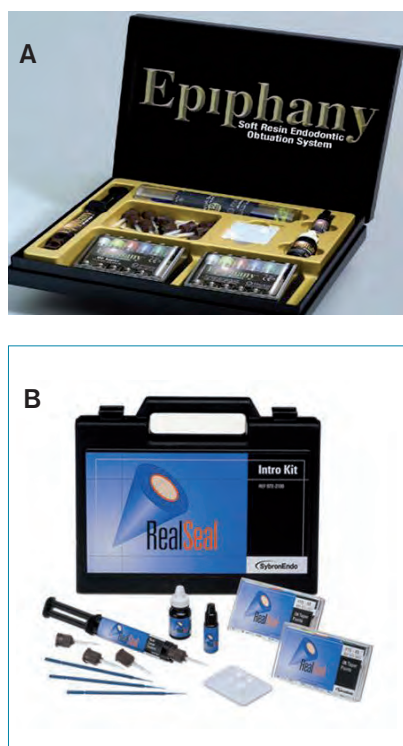
Tra i sistemi adesivi più noti ricordiamo il sistema Epiphany (Pentron), Real Seal (Sybron), Simplifill (LightSpeed) (fig. 27) e, infine, EndoRez (Ultradent) (fig. 28).

Sebbene le proprietà di adesione e di adattabilità al canale radicolare da parte del Resilon sembrano adeguate, alcuni comportamenti clinici di questo materiale, tuttavia, non sono altrettanto confortanti. Il policaprolattone (componente principale del Resilon), infatti, nonostante sia meno solubile di tanti altri polimeri, subisce una veloce degradazione in acqua in presenza di enzimi fungini o batterici, quali lipasi ed esterasi.

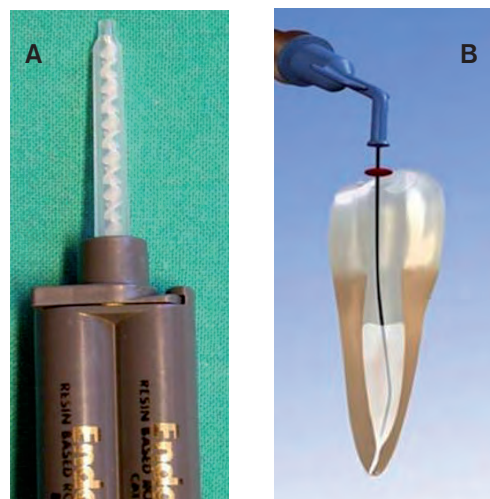
Un’ampia varietà di microbi aerobi ad anaerobi, la cui presenza è rilevabile anche nel cavo orale, può secernere idrolasi come lipasi, esterasi e depolimerasi in grado di idrolizzare il policaprolattone ed utilizzarne i prodotti residui come nutrienti. I prossimi studi devono, inevitabilmente, essere indirizzati verso la valutazione della suscettibilità all’idrolisi enzimatica e della biodegradazione da parte di microbi endodonticamente rilevanti di questo nuovo materiale da otturazione canalare.



FIGG. 26 A: confezione coni Resilon a conicità .04 e accessori. B: Pellet Resilon per l’utilizzo con la pistola Obtura.



FIGG. 27 A: sistema Epiphany. B: sistema Real Seal. C: sistema SimpliFill.



FIGG. 28 A: cemento Endorez. B: tecnica di applicazione.

8.4.3.3 EndoREZ

È una resina scorrevole, ad indurimento chimico e con caratteristiche idrofile uniche. Contiene ossido di zinco, solfato di bario, resine e pigmenti in una matrice di uretano di metacrilato. È un preparato chimico idrofilo, bicomponente, che viene applicato per mezzo di una siringa a miscelazione duale (fig. 28). Con questo sistema il riempimento dei canali radicolari avviene con un “metodo a iniezione”. Il carattere idrofilo del materiale fa sì che esso scorra facilmente lungo le pareti del canale.

Il componente attivo dell'EndoREZ è rappresentato dall'uretano dimetacrilato (UDMA).

Per quanto riguarda la sua biocompatibilità, studi sperimentali deporrebbero a favore di questa.

8.5 Materiali per il ritrattamento endodontico

Le metodiche da utilizzare durante un ritrattamento endodontico variano secondo il tipo di materiale da otturazione endocanalare da rimuovere o dell'ostacolo da superare. Date le caratteristiche di questo libro, ci limiteremo alla descrizione dei soli materiali utilizzati per il ritrattamento di natura chimica.

8.5.1 Solventi

Come sappiamo il materiale che più frequentemente si trova nei canali è la guttaperca mista a cementi canalari

a base di ossido di zinco.

Il più potente ed il più comunemente usato dei solventi della guttaperca è il *cloroformio* [CHCl_3], un alogenuro alchilico, noto anche come freon 20 o CFC 20. A temperatura ambiente è un liquido trasparente, abbastanza volatile, dall'odore caratteristico. Non è infiammabile da solo, ma lo è in miscela con altri composti infiammabili. È nocivo alla salute umana e all'ambiente, con un forte sospetto cancerogeno. Anche se non è stato attribuito alcun caso di neoplasia all'uso del cloroformio in terapia endodontica ed il suo utilizzo in odontoiatria non è stato proibito, è tuttavia consigliabile non usarlo anche perché è sicuramente tossico e dannoso per i tessuti periapicali. Lo stesso dicasi per il *metilcloroformio* o *tricloroetano* [CH_2Cl_2], che è considerato un'alternativa al cloroformio, rispetto al quale sembra essere meno tossico.

Da ultimo ricordiamo lo *xilolo* [C_8H_{10}], un prodotto che si trova naturalmente nel petrolio. Si tratta di un liquido incolore avente un odore lievemente dolce, infiammabile e anch'esso nocivo. Risulta pertanto necessario sostituire tali materiali con altri solventi più innocui e possibilmente ugualmente efficaci.

8.6 Sostanze utilizzate per lo sbiancamento dei denti trattati endodonticamente

Gli agenti chimici più noti utilizzati nello sbiancamento dei denti ed in particolare di quelli trattati endodonticamente sono il perossido d'idrogeno, il perossido di carbammide e il perborato di sodio.

I perossidi sono classificati in composti di tipo organico e di tipo inorganico; sono forti ossidanti e tutti possono essere considerati come derivati dal perossido d'idrogeno (H_2O_2), per sostituzione degli atomi di idrogeno con metalli (perossidi inorganici) o con radicali organici (perossidi organici).

- › **Perossido d'idrogeno** [H_2O_2]. È utilizzato in odontoiatria come materiale sbiancante in concentrazioni che variano dal 5% al 30-35%. Alle concentrazioni più elevate è una sostanza caustica e può bruciare i tessuti, qualora venga in contatto con questi; libera, inoltre, radicali liberi e va maneggiato con cura, soprattutto se in grandi quantità, poiché è instabile dal punto di vista termodinamico e può esplodere se non raffreddato e conservato in un contenitore scuro. Tale sostanza, grazie al basso peso molecolare, attraversa la dentina e, dissociandosi, dà luogo alla formazione di ossigeno nascente; quest'ultimo a sua volta spezza i doppi legami dei gruppi cromofori dei composti organici e inorganici presenti nei tubuli dentinali, che non sono così più in grado di emettere colore. L'impiego del calore o della luce come catalizzatori di questa reazione accelera la decomposizione del perossido e, di conseguenza, la diffusione dell'ossigeno.
- › **Perossido di carbammide** [$CO(NH_2)2H_2O_2$]. È un composto cristallino bianco, di tipo organico, costituito da urea e perossido di idrogeno e utilizzato in varie concentrazioni; in ambiente idrofilo si scinde per il 3% circa in perossido di idrogeno e per il 7% circa in urea. Attualmente, la maggioranza dei sistemi sbiancanti esistenti sul mercato utilizza questo composto in una base addensata di glicerina in diverse concentrazioni perché sembra essere più stabile chimicamente rispetto al perossido di idrogeno.
- › **Perborato di sodio** [$NaBO_2(OH)_2 \cdot 3H_2O$]. È un sale di sodio dell'acido borico coordinato con perossido di idrogeno. A temperatura ambiente si presenta come un solido bianco e inodore. È un composto irritante, disponibile in polvere; è stabile se asciutto, mentre in presenza di acidi, aria calda o acqua si decompone liberando sodio metaborato, perossido d'idrogeno e ossigeno nascente. È un preparato molto più stabile e sicuro del perossido di idrogeno. Diversi studi hanno riportato l'efficacia sbiancante del perborato di sodio se mescolato con acqua distillata o con il perossido di idrogeno a differenti concentrazioni.

Complicazioni e rischi

La tecnica dello sbiancamento può presentare una serie di effetti ancora non del tutto chiariti sia sistemici (tossicità, formazione di radicali liberi ecc.) sia locali. Uno dei più importanti e controversi tra gli effetti locali degli agenti sbiancanti è la possibile alterazione della struttura smaltica superficiale, in particolare la diminuzione della sua microdurezza, e della dentina. È stato ipotizzato, infatti, che i perossidi possono alterare la

struttura dello smalto e della dentina, in quanto provocano una perdita o un'alterazione della matrice organica ad opera dei radicali liberi, prodotti dalla scissione delle molecole sbiancanti e attivi contro le molecole pigmentanti. A livello dei tessuti orali, invece, lo sbiancamento può provocare irritazioni della mucosa da parte dei perossidi, a causa della loro azione caustica e ischemizzante, fenomeno questo però completamente reversibile.

L'evenienza di un riassorbimento cervicale esterno rappresenta una seria complicazione che può insorgere dopo le procedure di sbiancamento interno.

8.7 Materiali utilizzati per il trattamento dell'apice immaturo ed il trattamento vitale della polpa

Sono stati suggeriti nel corso della storia diversi medicinali e il materiale più comunemente utilizzato è stato ed è tuttora l'idrossido di calcio, cui si è aggiunto recentemente il Mineral Trioxide Aggregate (MTA). Avendo già trattato dell'idrossido di calcio in un'altra parte di questo capitolo, ci limiteremo alla descrizione del MTA.

8.7.1 MTA

Il MTA (fig. 29) è un materiale realizzato e proposto da M. Torabinejad dell'Università di Loma Linda (California). Si tratta di un cemento commercializzato sotto forma di polvere dal colore grigio scuro e bianco (quest'ultima per sopperire alle esigenze estetiche di alcuni trattamenti) consistente di fini particelle idrofile che, miscelate con acqua distillata sterile o soluzione fisiologica, formano un gel colloidale che solidifica in circa quattro ore. Viene applicato mediante un'apposita siringa (fig. 29C) dotata di beccucci di diverse dimensioni e l'impasto viene poi condensato con particolari otturatori manuali sia endodontici, che chirurgici. La composizione chimica è nota soltanto nei suoi costituenti ma non nelle loro percentuali:

- › silicato tricalcico;
- › alluminato tricalcico;
- › silicato ossido;
- › ossido tricalcico;
- › ossido di bismuto.

Il MTA vanta un eccezionale potere sigillante in presenza di umidità e una biocompatibilità comprovata da numerosi studi in vitro e in vivo che ne attestano anche la capacità di indurre la formazione di cemento radicolare e di osso; il suo utilizzo è, pertanto, vantaggioso rispetto a quello di altri materiali, che determinano invece la formazione di tessuto fibroso. Per questi motivi gli utilizzi consigliati sono, oltre che per l'incappucciamento diretto, anche per otturazioni retrograde in endodonzia chirurgica e otturazioni di perforazioni radicolari e/o della camera pulpare.

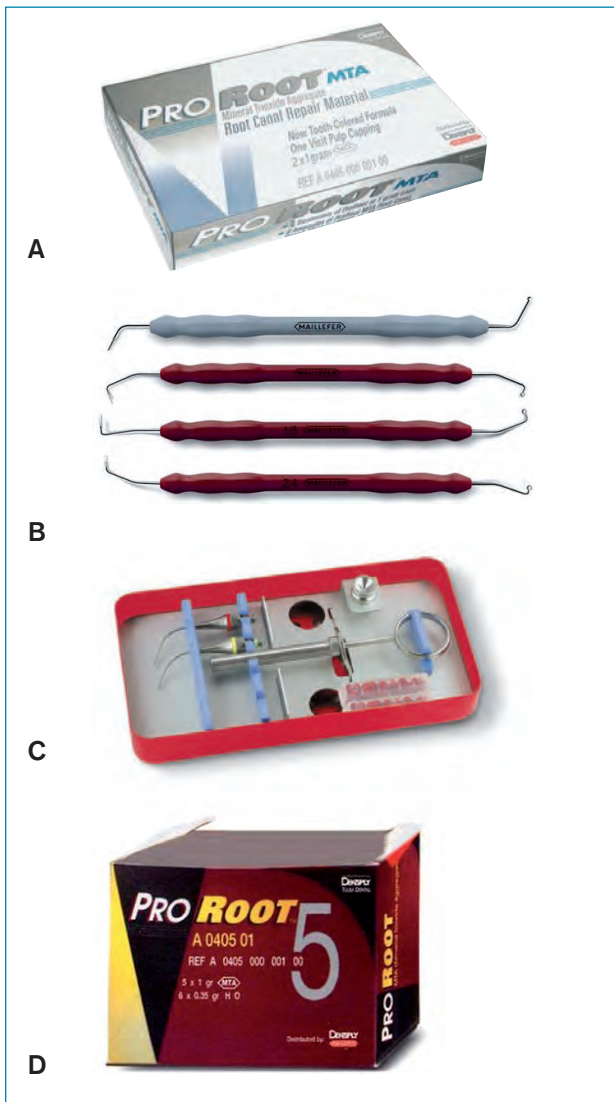


FIG. 29 A: ProRoot MTA grigio e bianco. B: accessori di Dentsply Mailefer. C: Apposita siringa per portare il MTA in situ. D: carrier manuali endodontici e chirurgici per il posizionamento del MTA.

8.8 Perni in fibra

La funzione primaria del perno endocanalare è quella di dare ritenzione al restauro coronale in un dente che abbia subito la perdita di una cospicua porzione di struttura coronale.

8.8.1 Tipi di perni

Per il restauro post-endodontico il clinico può scegliere tra diversi tipi di perni endocanalari (tab. 2), che Dallari e Rovatti hanno suggerito di classificare in:

- > perni metallici a ritenzione intrinseca;
- > perni metallici a ritenzione passiva;
- > perni passivi non metallici.

I perni moncone (tab. 2), tradizionalmente fissati con cemento all'ossifosfato di zinco, così come le viti endocanalari rientrano tra i perni metallici a ritenzione

intrinseca. I perni metallici a ritenzione passiva, originariamente introdotti da Nathanson, non sviluppano alcuna frizione lungo le pareti canalari e sono ritenuti con cementi adesivi. Tra i perni non metallici cementati passivamente rientrano i perni in fibra (tab. 2).

8.8.2 Ritenzione e resistenza

Per ritenzione del perno s'intende la sua capacità di resistere a forze verticali dislocanti. Su di essa influiscono lunghezza, diametro e forma del perno, così come il materiale usato per la cementazione e la tipologia attiva o passiva del perno stesso. L'incremento della lunghezza del perno produce un aumento della sua ritenzione. I perni paralleli sono più ritentivi di quelli conici. I perni attivi ottengono una maggiore ritenzione di quelli passivi. Quanto al diametro, la scelta di un perno di diametro maggiore, sebbene teoricamente indicata ai fini della ritenzione del perno, comporta tuttavia la rimozione di una più cospicua quantità di dentina radicolare, con il conseguente rischio di minare la resistenza del dente ricostruito.

La resistenza del perno si riflette nella capacità del perno e dell'intero restauro post-endodontico di resistere a forze laterali e rotazionali. Sulla resistenza influiscono non soltanto lunghezza e rigidità del perno, ma anche la quantità di struttura coronale residua, in particolare la preservazione dell'effetto ferula. Quest'ultima è stata definita come un collare di 1,5-2 mm di altezza al terzo gengivale di un dente preparato per ricevere una corona protesica. Numerosi studi hanno verificato che la presenza della ferula incrementa la resistenza, la ritenzione e, complessivamente, la longevità del restauro. Inoltre, la preservazione della ferula tendenzialmente protegge il restauro post-endodontico da una modalità di fallimento irrimediabile quale la frattura radicolare.

A questa stessa finalità contribuisce l'impiego di perni in composito rinforzato con fibre. In virtù di una maggiore somiglianza delle proprietà elastiche di questi materiali con quelle della dentina che vanno a sostituire, i denti restaurati con denti in fibra raramente falliscono per frattura della radice. Questa modalità di fallimento è invece la più frequentemente riscontrata per i denti ricostruiti con perni metallici ed è considerata irrecuperabile, in quanto impone l'estrazione dell'elemento dentario fratturato.

La frattura radicolare è un'evenienza più probabile in presenza di un perno metallico in quanto la discrepanza tra il modulo di elasticità della dentina (18.6 GPa) e quello del metallo (210 GPa per un perno in acciaio) conduce ad una distribuzione non omogenea dello stress. Nelle aree della dentina radicolare e dell'interfaccia perno-cemento, in cui lo stress si concentra, può avere origine una microfrattura che, propagandosi successivamente, può determinare il fallimento clinico del restauro. Nelle simulazioni all'analisi degli elementi finiti (FEA) l'area di concentrazione dello stress è localizzata al livello del terzo medio del perno in acciaio

PERNI METALLICI		PERNI NON METALLICI	
Prefabbricati	Individuali (perno moncone)	Prefabbricati	Prefabbricati
A ritenzione intrinseca	A ritenzione intrinseca	A ritenzione passiva	A ritenzione passiva
			In fibra di carbonio 
			In fibra di quarzo 
			In fibra di vetro 
			In zirconio 

TAB. 2 Classificazione dei perni endocanalari.

(fig. 30A). Una distribuzione di stress più omogenea e pertanto più favorevole alla durata del restauro si realizza invece in presenza di un perno in fibra di vetro (fig. 30B).

Il comportamento più biomimetico dei perni in fibra, ovvero la capacità di riprodurre una distribuzione degli stress più simile a quella che avviene nel dente naturale, è probabilmente la principale ragione del successo clinico delle procedure di restauro che ne prevedono l'impiego. Tra le altre vantaggiose proprietà dei perni in fibra, che ne hanno decretato una rapida diffusione tra i clinici di tutto il mondo, si possono senz'altro menzionare la semplificazione della procedura del restauro post-endodontico, che può prescindere dalla fase di laboratorio, la facilità di rimozione in caso di ritrattamento canalare, le proprietà ottiche più favorevoli all'ottenimento di un aspetto naturale del dente ricostruito.

Una consistente evidenza scientifica comprendente studi clinici prospettici, retrospettivi e controllati randomizzati supporta oggi l'uso di perni in fibra in alternativa ai perni metallici nella ricostruzione del dente trattato endodonticamente. Tali studi hanno rivelato che la modalità di fallimento più probabile per i denti devitalizzati ricostruiti con perni in fibra consiste nella decementazione del perno stesso. Poiché i perni in fibra sono passivi, un ruolo critico ai fini del successo clinico del restauro è deputato al potenziale adesivo del materiale da cementazione. Per i perni in fibra si utilizzano comunemente cementi resinosi.

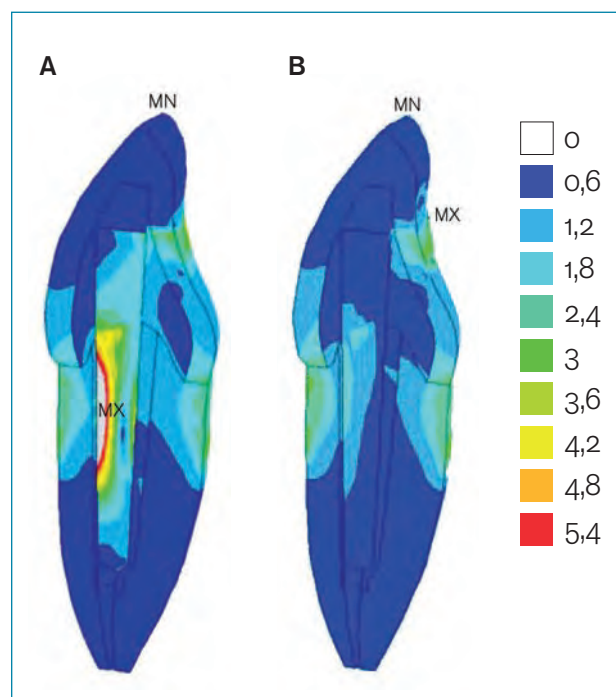


FIG. 30 Analisi FEA su modelli di denti trattati endodonticamente ricostruiti con perno e sottoposti ad una forza statica di 10 N applicata sulla superficie palatale della corona con un'angolazione di 125° rispetto all'asse longitudinale del dente. Nella distribuzione dello stress secondo Von Mises la gradazione di colore dal blu al rosso è indicativa di un incremento dello stress progressivamente crescente.
A: perno in acciaio. B: perno in fibra di vetro.

PERNO	FIBRE	MATRICE RESINOSA	FORMA
RelyX Fiber Post 3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Vetro	Resin	A doppia conicità
FRC Postec Plus Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Vetro	UDMA, TEGDMA, trifluoruro di itterbio, biossido di silicio finemente disperso	Conico
GC Fiber Post Tokyo, Giappone	Vetro	Metacrilato	A doppia conicità
DT Light Post Illusion RTD, Grenoble, Francia	Quarzo	Epossidica	A doppia conicità
DT Light Post RTD Grenoble, Francia	Quarzo	Epossidica	A doppia conicità
Macrolock Illusion Post RTD, Grenoble, Francia	Quarzo	Epossidica	Conico, solchi circonferenziali, ritenzioni spiraliformi
Radix Fiber Post Dentsply Maillefer, Ballaigues, Svizzera	Vetro arricchito con Zirconia	Epossidica	A doppia conicità
DT Light Safety Lock VDW, Munich, Germania	Quarzo pretrattate	Epossidica	A doppia conicità
Dentin Post X Komet, Lemgo, Germania	Vetro	Epossidica	Conico con testa ritentiva
Snowpost Abrasive Technology, Lewis Center, Ohio, USA	Vetro arricchito con Zirconia	Epossidica	Cilindrica con apice conico
Reforpost Angelus, Londrina, PR, Brasile	Vetro	Bis-GMA	Con ritenzioni
FibreKleer Serrated Post Jeneric/Pentron, Wallingford, CT, USA	Vetro	Bis-GMA, UDMA, HDDMA	Con ritenzioni
Tech21 X-OP Carbotech for Isasan, Rovello Porro, Italia	Silica-zirconia	dppMor (difetilpropano, metilossirano)	Conico
Composipost RTD, Grenoble, Francia	Carbonio	Epossidica	Doppio cilindro (forma protesica)

TAB. 3 Composizione e forma di vari perni in fibra disponibili sul mercato.

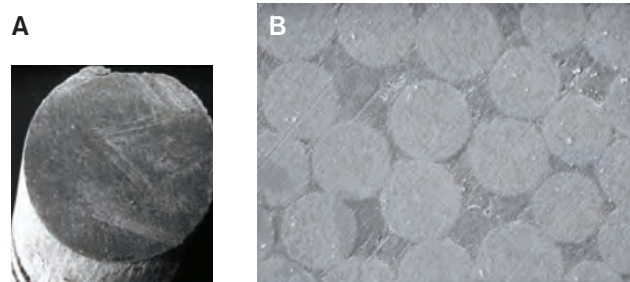
8.8.3 Struttura dei perni in fibra

I perni in composito rinforzato con fibre sono costituiti da fibre di carbonio, quarzo, vetro o zirconio inglobate in una matrice di resina epossidica o metilmetacrilato (tab. 3) (fig. 31).

Il diametro delle fibre è nell'ordine di 6-15 μm .

La densità delle fibre, ovvero il numero di fibre per mm^2 di superficie trasversale del perno può variare tra 25 e 35 a seconda del tipo di perno. Pertanto, la percentuale di superficie trasversale del perno occupata dalle fibre può variare tra le diverse case produttrici tra 30 e 50%. Le fibre sono disposte parallelamente all'asse longitudinale del perno, così da rinforzarne la struttura, senza comprometterne la flessibilità.

L'adesione tra fibre e matrice resinosa è promossa da un agente accoppiante silano. Gli organo-silani, come il γ -metacrilossipropil trimetossisilano (γ -MTPS), sono i più comunemente utilizzati a questo scopo nei compositi rinforzati con fibre, così come nei compositi parti-



FIGG. 31 A: immagine al microscopio elettronico a scansione della sezione trasversale di un perno in fibra (X 30; barra = 1 mm). B: un'immagine della stessa sezione a più alto ingrandimento (X 1550; barra = 10 μm) consente di apprezzare diametro e densità delle fibre, inglobate nella matrice resinosa.

colati ad uso in odontoiatria. I gruppi ossidrilici presenti ad un'estremità della molecola del silano sono attratti dai gruppi ossidrilici della superficie delle fibre, mentre

all'estremità opposta i gruppi metacrilato del silano formano legami covalenti con la resina della matrice. Una valida adesione all'interfaccia permette che i carichi siano trasmessi dalla matrice alle fibre, quest'ultime deputate alla funzione di rinforzo.

8.8.4 Forma dei perni

Sono disponibili sul mercato perni in fibra di forma cilindrica, conica (fig. 32A), o a doppia conicità (fig. 32B) (tab. 3). La doppia conicità consente un miglior adattamento alla forma conferita al canale radicolare con il trattamento endodontico, limitando l'ulteriore rimozione di dentina radicolare nella preparazione dello spazio per il perno.

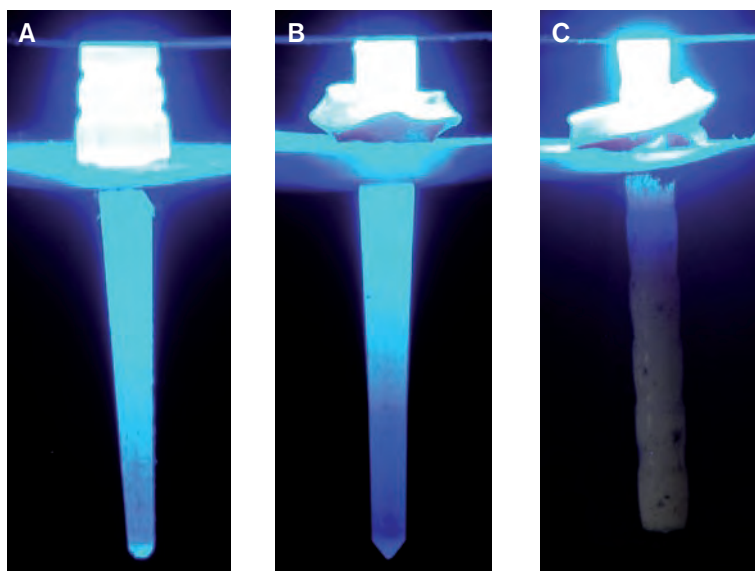
Alcuni perni in commercio presentano elementi ritenitivi quali solchi o filettature (quest'ultime comunque non destinate ad impegnarsi nella parete canale) (fig.

32C), oppure una testa ritenitiva nella porzione coronale (fig. 32A).

Recentemente sono stati introdotti sul mercato perni in fibra con sezione trasversale ovale (fig. 33), per un migliore adattamento nei canali radicolari di sezione ovale. In questi canali è inoltre proposto l'uso di una punta ultrasonica di sezione ovale, che consente una preparazione dello spazio del perno minimamente invasiva, rispettosa dell'anatomia del canale (fig. 33A).

8.8.5 Materiali per la cementazione dei perni in fibra

I materiali comunemente impiegati per la cementazione dei perni in fibra sono cementi resinosi, ovvero resine con un carico di riempitivo inferiore a quello dei compositi da restauro, al fine di poter applicare il materiale in un film di spessore ridotto.



FIGG. 32 Sono disponibili sul mercato perni in fibra di diverse forme. Anche la traslucenza può variare ampiamente tra i diversi tipi di perni.



FIGG. 33 A: la punta ad ultrasuoni per la preparazione dello spazio del perno in canali ovali ed i perni a sezione ovale indicati per i canali con quest'anatomia. B: immagine al microscopio elettronico a scansione della sezione trasversale di un perno per canali ovali (X40, barra 500 µm).

Mordenzatura, risciacquo, asciugatura	CONVENZIONALE (ETCH-AND-RINSE) AUTO-MORDENZANTE (SELF-ETCH) AUTO-ADESIVO (SELF-ADHESIVE)
Applicazione adesivo	
Applicazione cemento	

TAB. 4 Classificazione dei cementi adesivi in base all'approccio con il substrato dentale.

Generalmente i cementi resinosi contengono monomeri metacrilato (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ecc.), riempitivi inorganici silanizzati (50%-80% in peso), iniziatori ed attivatori della reazione di polimerizzazione, pigmenti, elementi radiopachi, stabilizzatori.

Per la cementazione dei perni in fibra si possono impiegare cementi resinosi fotopolimerizzabili (light-cure), a polimerizzazione chimica (self-cure), o a polimerizzazione duale (dual-cure). In particolare, in combinazione con perni in fibra di carbonio, si consiglia l'uso di cementi self-cure in rapporto all'opacità del perno, tale da non permettere la trasmissione della luce. D'altra parte, rimangono alcune perplessità riguardo all'impiego di materiali esclusivamente foto-attivati. È infatti emerso da un recente studio che anche in presenza di perni traslucidi (figg. 33), la quantità di luce che raggiunge il terzo apicale del perno può risultare insufficiente ad indurre un'efficace polimerizzazione del cemento a questo livello. La stessa ricerca ha inoltre rivelato che il passaggio della luce era sostanzialmente precluso non solo attraverso perni in fibra di carbonio, come previsto, ma anche attraverso perni in fibra di vetro e matrice di metacrilato commercializzati come perni traslucidi. La variabilità nelle proprietà ottiche dei perni va dunque tenuta in considerazione e, in questo scenario, i cementi dual-cure offrono le maggiori garanzie per un'adeguata polimerizzazione ai livelli più profondi della radice.

In base all'approccio con il substrato dentale (tab. 4), i cementi resinosi si classificano in:

- › **“etch-and-rinse”**: il sistema adesivo prevede la mordenzatura con acido fosforico della dentina intraradicolare, risciacquo ed asciugatura, prima di procedere all'applicazione della soluzione adesiva;
- › **“self-etch” o automordenzanti**: non richiedono mordenzatura con acido fosforico poiché affidano a monomeri resinosi con gruppi acidi le funzioni di demineralizzazione e simultanea infiltrazione del substrato dentale.
- › **“self-adhesive” o autoadesivi**: non richiedono alcun pretrattamento del substrato dentale, preliminarmente all'applicazione del cemento stesso. La presenza di monomeri resinosi con gruppi funzionali acidi è responsabile della demineralizzazione parziale del substrato. Si stabiliscono inoltre legami ionici tra i monomeri funzionali e l'idrossiapatite residua nel substrato dentale parzialmente demineralizzato. È stato ampiamente verificato che l'adesione alla dentina intraradicolare pone alcune condizioni di criticità e risulta meno prevedibile ed affidabile dell'adesione alla dentina coronale. In particolare, risulta più difficoltoso ottenere una valida adesione al terzo apicale dello spazio del perno. Questo è quanto è emerso dalla maggior parte degli studi che hanno indagato in vitro la variabilità nelle condizioni di adesione lungo la radice.

Vari sono i fattori di criticità nell'adesione alla dentina endoradicolare e di questi è opportuno che l'operatore ne abbia conoscenza e considerazione, ai fini del successo della procedura di cementazione dei perni in fibra. In primo luogo è stato evidenziato che alcuni irriganti canalari, quali ipoclorito di sodio, EDTA, perossido d'idrogeno, RC Prep, nonché l'idrossido di calcio e l'eugenolo contenuto in alcuni cementi canalari, possono interferire negativamente con l'adesione dei cementi resinosi, alterando sfavorevolmente la struttura della dentina intraradicolare o la polimerizzazione della resina.

Con la preparazione dello spazio del perno, parte della dentina eventualmente alterata da irriganti, medicazioni e cementi canalari viene senz'altro rimossa. Tuttavia, nella creazione dello spazio del perno, l'azione delle frese nelle limitate condizioni di irrigazione possibili all'interno del canale produce un nuovo, spesso strato di fango dentinale, contenente anche residui di cemento canalare e guttaperca. Poiché tali contaminanti ostacolano l'azione chimica e la penetrazione del materiale di cementazione, ai fini di una valida ritenzione del perno è necessario usare ogni accortezza per ottenere entro lo spazio del perno superfici dentali il più possibile libere dai residui della strumentazione.

Quanto all'uso di cementi canalari contenenti eugenolo, l'indicazione clinica che emerge da vari studi di laboratorio è di evitare di procedere alla cementazione del perno immediatamente dopo aver eseguito l'otturazione canalare, se questa ha previsto l'impiego di un cemento canalare contenente eugenolo. Infatti, residui di cemento canalare possono essere dislocati dalla porzione apicale per azione dei coni di carta o dei microbrush e contaminare le pareti dello spazio del perno, interferendo poi con la polimerizzazione del cemento

resinoso e pertanto con la ritenzione del perno stesso. Kurtz et al. hanno verificato che il cemento canalare contenente eugenolo non influiva significativamente sulla forza di adesione dei perni quando questi erano cementati una settimana dopo l'otturazione del canale. Va poi tenuto conto che per un sottile film di cemento resinoso che polimerizza entro i confini dello spazio del perno il C-factor risulta assai sfavorevole alla dissipazione dello stress da contrazione.

Vari studi hanno indicato che i risultati più validi nella cementazione dei perni in fibra si ottengono con l'approccio etch-and-rinse e l'uso di adesivi e di cementi a polimerizzazione duale. Si deve tuttavia sottolineare che il successo della procedura di cementazione dipende dall'accuratezza di ogni fase della manipolazione del sistema adesivo, che può risultare relativamente complessa in particolare se si tratta di un adesivo in tre tappe. Peraltro, la limitata accessibilità del canale radicolare rende più difficoltosa ogni operazione. A questo proposito vale la pena sottolineare che sulla base dei risultati di test di adesione ed osservazioni microscopiche, sono da consigliare l'uso di coni di carta nell'asciugatura del canale e l'impiego di microbrush nell'applicazione della soluzione adesiva.

L'utilizzo di cementi resinosi automordenzanti è stato appunto proposto con l'intenzione di semplificare la procedura di cementazione e pertanto ridurre i margini di possibili errori da parte dell'operatore.

Nell'impiego dei cementi "semplificati", riferendosi con questa denominazione ai sistemi che prevedono l'uso di adesivi auto-mordenzanti ad una tappa, ma anche etch-and-rinse a due tappe, va tenuta in considerazione la loro incompatibilità con i cementi resinosi self-cure e dual-cure. Infatti, i monomeri acidi non polimerizzati che possono residuare nell'adesivo reagiscono con le amine terziarie deputate a catalizzare la polimerizzazione chimica del cemento, sottraendole appunto a questa funzione. Ne risulta un'inefficiente polimerizzazione del cemento all'interfaccia con l'adesivo, che compromette la capacità ritentiva del restauro.

Per risolvere tale incompatibilità, vari sistemi adesivi per l'uso in combinazione con cementi self-cure o dual-cure, hanno previsto l'aggiunta di un catalizzatore ternario, di solito sodio-benzene-sulfonato, come coiniziatore chimico della reazione di polimerizzazione.

Riguardo ai cementi autoadesivi, se da una parte la semplificazione della manipolazione è un evidente vantaggio di questi nuovi materiali, d'altra parte gli studi di laboratorio ne hanno rivelato alcuni limiti relativi soprattutto al potenziale di demineralizzazione. Sia a livello coronale, che intraradicolare, i cementi autoadesivi hanno infatti rivelato di interagire solo piuttosto superficialmente con la dentina, limitandosi a decalcificare parzialmente il fango dentinale e senza ottenere alcuna penetrazione nella sottostante dentina intatta.

Riguardo all'efficacia della polimerizzazione, due cementi autoadesivi dual-cure recentemente testati da Cadenaro et al. hanno raggiunto un maggior grado di conversione ed una più elevata microdurezza se foto-

attivati, piuttosto che se lasciati autopolimerizzare.

Un aspetto di notevole rilevanza clinica tutt'ora in corso di verifica per i cementi autoadesivi è rappresentato dalla durabilità dell'adesione. Bitter et al. hanno riscontrato un incremento della forza ritentiva di perni cementati con un cemento autoadesivo a seguito di termociclaggio dei campioni, eseguito al fine di simulare un certo periodo di funzione clinica dei restauri. D'altra parte, Mazzoni et al. hanno riportato, a seguito di 40000 cicli termici, un significativo decremento della forza di ritenzione ed un incremento della nanoinfiltrazione interfacciale per perni cementati con due diversi cementi autoadesivi. Ritentività e capacità di sigillo non risultavano invece significativamente alterate dopo termociclaggio per il cemento etch-and-rinse testato.

La preoccupazione riguardo alla stabilità del legame dei cementi autoadesivi è sostenuta dalla possibilità che, se con la polimerizzazione tali materiali non virassero completamente alla neutralità ed all'idrofobia, sarebbero potenzialmente esposti a fenomeni di degradazione idrolitica che, nel tempo, potrebbero comprometterne la capacità ritentiva e di sigillo. Al fine di chiarire questi aspetti è opportuno che si raccolgano dati clinici a lungo termine che, in ragione della recente introduzione sul mercato dei cementi autoadesivi, non sono ancora disponibili.

8.8.6 Materiali per la ricostruzione del moncone (core)

Per la ricostruzione del moncone coronale si impiegano resine composite. Una bassa viscosità del materiale, tale da agevolare l'applicazione sulla superficie del perno, risulta auspicabile, purché il carico di riempitivo del composito sia comunque adeguato a controllare efficacemente la contrazione da polimerizzazione della resina. Tale combinazione di proprietà favorirebbe l'ottenimento di una valida adesione e di un omogeneo adattamento marginale tra il composito e la superficie del perno. Queste considerazioni, emerse da alcuni studi in vitro, possono guidare l'operatore nella scelta tra gli svariati prodotti disponibili sul mercato per la ricostruzione del moncone.

8.8.7 Adesione alla superficie del perno

Nonostante il cedimento del legame all'interfaccia dentina-cemento rappresenti la modalità di fallimento più frequente nella decementazione di un perno in fibra, tuttavia la ricerca si è anche applicata ad ottimizzare l'adesione alla superficie del perno del materiale da core o del cemento. Infatti, in presenza soprattutto di un perno con matrice in resina epossidica la resina metil-metacrilato del composito da core o da cementazione si trova ad interagire con un polimero che presenta un alto grado di conversione, una struttura altamente reticolata e, pertanto, limitate possibilità di copolimerizzazione.

In altre parole, all'interfaccia tra perno e composito il legame chimico è possibile solo tra le fibre esposte alla superficie del perno e la resina del composito.

Sono state proposte varie procedure volte ad incrementare l'adesione alla superficie dei perni. Tra queste, la silanizzazione della superficie di perni in fibra di vetro e quarzo è stata oggetto di numerose indagini in vitro, che non hanno tuttavia condotto a prove conclusive. Infatti, mentre alcuni studi hanno riportato un incremento significativo dell'adesione perno-cemento a seguito della silanizzazione, secondo altri autori tale procedura non apporterebbe alcun sostanziale beneficio clinico. Il contributo del silano sarebbe quello di aumentare complessivamente la bagnabilità della superficie del perno, mettendosi a ponte tra i gruppi ossidrilici delle fibre di quarzo o vetro ed i gruppi metacrilato della resina composita.

La silanizzazione non è efficace su perni in fibra di carbonio, poiché queste ultime non offrono in superficie una sufficiente densità di gruppi ossidrilici.

L'applicazione di uno strato di adesivo successivamente alla silanizzazione non ha dimostrato di apportare alcun ulteriore beneficio all'adesione del materiale da core su un perno a base di resina metil-metacrilato, rispetto alla sola silanizzazione.

Tra le procedure che si possono realizzare in ambiente clinico, il pretrattamento della superficie del perno con una soluzione di perossido d'idrogeno al 10% per 20 minuti rappresenta il metodo più semplice ed efficace per incrementare l'adesione perno-composito. Rimuovendo uno strato superficiale di resina epossidica, il perossido d'idrogeno espone alla silanizzazione una più estesa superficie di fibre, senza danneggiarle. Inoltre, gli spazi così creati tra le fibre offrono ulteriori siti per la microritenzione della resina composita.

Effetti favorevoli all'adesione perno-composito sono prodotti anche dal trattamento tribochimico della superficie del perno, che consiste nella deposizione di uno strato silicico sul substrato di adesione ed è seguito dalla silanizzazione. Tale trattamento può essere eseguito direttamente alla poltrona.

Recentemente, è stato inoltre brevettato un metodo di pretrattamento industriale della superficie dei perni, che prevede il rivestimento del perno con uno strato di ossido di zirconio dello spessore di 1 μm , seguito da silanizzazione. Su perni con matrice in resina epossidica così pretrattati dalla ditta produttrice si sono misurate forze di adesione per il materiale da core molto soddisfacenti, superiori a 20 MPa.

8.8.8 Radiopacità dei perni in fibra

La composizione dei perni influisce sulla loro radiopacità. Quelli in fibra di vetro sono meno radiopachi di quelli in carbonio rivestiti con fibre di quarzo, a loro volta meno radiopachi dei perni in fibra di carbonio. Questi ultimi sono comunque meno radiodensi dei perni metallici.

8.8.9 Altri perni non metallici

Per completezza d'informazione, occorre menzionare che, oltre ai perni in fibra di carbonio, quarzo e vetro, sono disponibili sul mercato anche altri perni non metallici. Si tratta di perni in ceramica e in zirconio, il cui uso clinico è tuttavia scoraggiato da alcune sfavorevoli proprietà di questi materiali. I perni in ceramica e quelli in zirconio richiedono spessori maggiori per raggiungere una resistenza paragonabile a quella dei perni metallici e, quindi, preparazioni più estese del canale radicolare. Inoltre, in caso di ritrattamento canalare o di frattura del perno, la rimozione di quelli in ceramica e di quelli in zirconio è difficoltosa. In particolare, un perno in ceramica può essere fresato lentamente e con attenzione, mentre è praticamente impossibile fresare un perno in zirconio.

Bibliografia

Paragrafo 8.1

- Buchanan Ls Innovations in endodontics instruments and techniques: how they simplify treatment. *Dentistry Today* 2002; 21, 52-61.
- Civjan S, Huget Ef, Desimon Lb. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res* 1975;54(1):89-96.
- Gambarini G. Flusso dell'irrigazione canalare con due diverse metodiche di preparazione: Step-back e Crown-down" *Giornale Italiano di Endod.* 3:109-114,1994
- Grande Nm, Plotino G, Pecci R, Bedini R, V.A. Malagnino & Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two niti rotary systems *Int. Endod. J.* 39:1-9, 2006.
- Lumley Pj, Walmsley Ad, Laird Wre (1988) An investigation into the occurrence of cavitation activity during endosonic instrumentation. *Journal of Dentistry* 1988; 16, 120-2.
- Malagnino Va, Passariello P, Corsaro S. Influenza della traiettoria canalare sul rischio di frattura per fatica degli strumenti endodontici meccanici in nichel-titanio. *G It Endo* 1999; 4: 190-200.
- Sirena D, Plotino G, Grande Nm, La Torre G, Somma F. Valutazione della resistenza alla fatica ciclica di due sistemi niti rotanti. *G It Cons* 2(4):87-8; 2004.
- Stock Cjr Current status of the use of ultrasound in endodontics. *International Dental Journal* 1991; 41, 175-82.
- Yared Gm, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of profile rotary instruments after clinical use. *Int End Jour* 2000;33:204-207.

Paragrafo 8.2

- Bence R and Coll. A microbiologic evaluation of endodontic instrumentation in pulpless teeth. *Oral Surg* 1973; 35(5): 676-83.
- Berutti E, Marini R. A scanning electron evaluation of the debridment capability of sodium hypochlorite at different temperatures. *J Endod* 1996; 22(9): 467-70.
- Brigante L., Plotino G., Grande N.M., Butti A., Somma F. "Efficacia di diverse soluzioni irriganti nella detersione canalare: analisi al SEM" *G It Endo* 2004; suppl 18(3):64.
- Bystrom A, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of the effect of 0,5 percent sodium hypochlorite in endodontic therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983; 55(3): 307-12.
- Bystrom A, Sundqvist G. The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *Int Endod J* 1985; 18(1): 35-40.
- Cantatore G, Malagnino V, Passariello P. Indagine al SEM di due differenti metodiche di irrigazione canalare. *G It Endod* 1994; 2: 68-73.
- Castellucci A. "Comunicazione personale" Simit-Day, 6/7 Febbraio, Verona 2004

- Cunningham Wt, Balekjian Ay. Effect of temperature on collagen dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1980; 49(2): 175-7.
- De Moor RJG, Torbeyns D, Meire M. Lasers in endodontics. Part 2: Root canal wall cleanliness and modification *Endo* 2009;3:19-33.
- Foley Db, Weine Fs, Hagen Jc, Deobarrio Jj. Effectiveness of selected irrigants in the elimination of bacteroides melaninogenicus from the root canal system: an in vitro study. *J Endod* 1983; 9(6): 236-41.
- Hata G, Uemura M, Weine Fs, Toda T. Removal of smear layer in the root canal using oxidative potential water. *J Endod* 1996(12):643-5.
- Mccomb D, Smith DC. A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. *J Endodontics* 1975; 1(7): 238-242.
- Mccomb D, Smith DC, Beagrie GS. The results of in vivo endodontic chemomechanical instrumentation- a scanning electron microscopic study. *J Brit Endod Soc* 1976; 9(1): 11-8
- Nacci A, Sacchi A Somma F, Foglietta S. Valutazione sperimentale dell'efficacia antibatterica dell'ipoclorito di sodio usato come irrigante in Endodonzia. *Giornale di Stomatol. e Ortognatodonzia* 1988; 3: 85
- Nikolaus Be, Wayman Be, Encinas E. The bactericidal effect of citric acid and sodium hypochlorite on anaerobic bacteria. *J Endod* 1988; 14(1): 31-34.
- Somma F, Cameli G., Capaldi R., Raffaelli L.. "Analisi al S.E.M. di irriganti canalari" *Il Dentista Moderno* 5, 665, 1995.
- White Rr, Hays Gl, Janer Lr Residual antimicrobial activity after canal irrigation with chlorhexidine. *J Endod.* 1997; 23:229-31.
- Block Rm, Lewis Rd, Sheats, Jb, Burke Sh. Antibody formation to dog pulp tissue altered by N2-type paste within the root canal. *J Endod* 1977; 3(8):309-16.
- Block Rm, Sheats Jb, Lewis Rd, Fawley J. Cell mediate immune response to dog pulp tissue altered by N2 type paste within the root canal. *Oral Surg* 1978; 45(1):131-42.
- Cantatore G, Malagnino V, Lupoli G. Résonance magnétique nucléaire de différents types de gutta-percha. *Endo* 1993; 12:4.
- Cohen Bi et al. An in vitro study of the cytotoxicity of two root canal sealers. *J Endod* 2000; 26 (4): 228-9.
- Corneo Ej. Lotturazione del canale radicolare. *Odontostomatol e Implantoprotesi* 1989; 3: 90.
- Finer Y, Santerre Jp. Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. *J Dent Res* 2004; 83:22-6
- Gheshlaghi Azar N et Al. In vitro cytotoxicity of a new epoxy resin root canal sealer. *J Endod* 2000; 26 (8): 462-5.
- Goldberg F. Relation between corroded silver points and endodontic failures. *J Endod* 1981; 7(5): 224-7.
- Gordon Mp, Love Rm, Chandler Np. An evaluation of .06 taper prepared curved root canals. *Int Endod J* 2005; 38:87-96
- Harris We. Disintegration of two silver cones. *J Endod* 1981; 7(9):426-9.
- Huang Th, Yang Jj, Li H, Kao Ct. The biocompatibility evaluation of epoxy resin-based root canal sealers in vitro. *Biomaterials* 2002; 23:77-83
- Kardon Bp. Et Al. An in vitro evaluation of the sealing ability of a new root canal obturation system. *J Endod* 2003; 29 (10): 658-61.
- Lefèvre C, Tidjani A, Vander Wauven C, David C. The interaction between microorganism and substrate in the biodegradation of polycaprolactone. *J Appl Polym Sci* 2002; 83:1334-40
- Malagnino V, Cantatore G, Lupoli G. Analyse chimique quantitative, point de fusion et temps de plasticisation de différents types de gutta-percha. *Endo* 1994; 13:1 1994)
- Miletic I Et Al. Cytotoxic effect of four root filling materials. *Endod Dent Traumatol* 2000; 16 (6): 287-90.
- Moorer, W.R., Genet J.M.: Evidence for antibacterial activity of endodontic gutta-percha cones.1982; *Oral Surg.* 53:503
- Morse, D.R.: Immunological aspects of pulpal periapical diseases. 1977; *Oral Surg.*, 43: 436
- Morse, D.R.: Endodontic microbiology in the 1970s. 1981; *Int. End. J.* 14:69
- Mounce R, Glassman G. Bonded endodontic obturation: Another quantum leap forward for endodontics. *Oral Health Journal*, July 2004.
- Ngoh Ec Et Al Effects of eugenol on resin bond strenghts to root canal dentin. *J Endod* 2001; 27 (6): 411-4.
- Nygaard-Ostby, B., Schilder, H. : Inflammation and infection of the pulp and periapical tissues: a syntesis. *Oral Surg.* 1972; 34: 498
- Pascon E.A, Spamberg L.S.W.: In vitro citotoxicity of root canal filling materials:the guttapercha. 1989; *J. Endod* 16:429
- Peters O Et Al. Effect of eugenol-containing sealer on marginal adaptation of dentine-bonded resin fillings. *Int Endod J* 2000; 33(1): 53-9.
- Schilder H.: Cleaning and shaping the root canal. 1974; *Dent. Clin. North Am*, 18: 269
- Schmalz G, Hoffmann M, Weis K, Schweikl H. Influence of albumin and collagen on the cell mortality evoked by zinc oxide-eugenol in vitro. *J Endod* 2000; 26:284-87
- Schweikl H, Schmalz G, Federlin M. Mutagenicity of the root canal sealer AHplus in the Ames test. *Clin Oral Invest* 1998; 2:125-9
- Shipper G, Teixeira Fb, Arnold Rr, Trope M. Periapical inflammation after coronal microbial inoculation of dog roots filled with gutta-percha or resilon. *J Endod* 2005; 31 (2): 91-6.
- Somma F., Pomponi M., Cameli G., Butti A., Quarta R.: Guttaperca "ALFA" e "BETA": Valutazione comparativa alla risonanza magnetica e al SEM. 1995; *G. It. Endo.* 3: 114
- Spamberg L. :Kinetic and quantitative evaluation of material citotoxicity in vitro. 1973a; *Oral Surg.* 35:389
- Spamberg L., Langeland K.: Biologic effects of dental materials: toxicity of root canal filling materials on He-La cells in vitro . 1973b; *Oral Surg.*, 35:402

Paragrafo 8.3

- Basrani B, Tjaderhane L, Santos JM, Pascon E, Grad H, Lawrence HP, Friedman S. Efficacy of chlorhexidine and calcium hydroxide-containing medicaments against *Enterococcus faecalis* in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 96: 618-24.
- Bystrom A, Claeson R., Sundqvist G.The antibacterial effect of camphorated carmonochlorophenol, camphorated phenol and calcium hydroxide in the treatment of in infected root canals *Endod Dent Traumatol* 1985; 1: 170-175.
- Nacci A, Sacchi A, Somma F, Foglietta S. Valutazione sperimentale dell'efficacia antibatterica di alcuni antisettici usati come medicazione intermedia in Endodonzia. *Atti del XXI Congresso Nazionale SIOCMF, Novembre 1987; II: 1211.*
- Nacci A, Sacchi A, Somma F, Foglietta S. Valutazione sperimentale dell'efficacia antibatterica dell'ipoclorito di sodio usato come irrigante in Endodonzia. *Giornale di Stomatol e Ortognatod* 1988; 3: 85.
- Ørstavik O. Root canal disinfection: a review of concepts and recent developments. *Austr Endod J* 2003; 29: 70-4 (Review).
- Podbielski A, Spahr A, Haller B. Additive antimicrobial activity of calcium hydroxide and chlorhexidine on common endodontic bacterial pathogens. *J Endod* 2003; 29: 340-5.
- Porkaew P, Retief DH, Barfield RD, Lacefield WR, Soong SJ. Effects of calcium hydroxide paste as an intracanal medicament on apical seal. *J Endod* 1990; 16: 369-74.
- Shuping GB, Ørstavik O, Sigurdsson A, Trope M. Reduction of intracanal bacteria using nichel-titanium rotary instrumentation and various medications. *J Endod* 2000; 26: 751-5.
- Sjögren U, Figdor D, Spangberg L, Sundqvist G. The antimicrobial effect of calcium hydroxide as a short term intracanal dressirig. *Int Endod J* 1991; 24: 119-25.
- Somma F, Raffaelli R, Cameli G, Raffaelli L. Valutazione clinica di una preparazione antibiotico-cortisonica veicolata in glicerina come medicazione intermedia in endodonzia. *Il Dentista Moderno* 1992; 8: 1354.

Paragrafo 8.4

- Barnett F, Trope M. Resilon: a novel material to replace gutta percha. *Contemporary Endodontics* 2004; 1:16-9.

- Steier L, Steier G. A modified thermomechanical root canal compaction technique using synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon). *Oral Health* 2004; December:34-41.
- Tay Fr, Pashley Dh, Williams Mc, Et Al. Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal filling material to degradation. I. Alkaline hydrolysis. *J Endod* 2005;31:593-8.
- Tay Fr, Loushine Rj, Weller Rn, Kimbrough Wf, Pashley Dh, Mak Yf, Shirley Lay Cn, Raina R, Williams C. Ultrastructural evaluation of the apical seal in roots filled with a polycaprolactone-based root canal filling material. *J Endod* 2005; 31:514-9.
- Teixeira Fb, Teixeira Ec, Thompson Jy, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc* 2004; 135 (5): 646-52.
- Zmener O. Et Al. Tissue response to a new methacrylate-based root canal sealer: preliminary observations in the subcutaneous connective tissue of rats. *J Endod* 2004a; 30 (5): 348-51..
- Zmener O, Pameijer Ch. Clinical and radiographic evaluation of a resin-based root canal sealer. *Am J Dent* 2004b; 17:19-22)

Paragrafo 8.5

- Abou-Rass M. Evaluation and clinical management of previous endodontic therapy. *J Prosthet Dent* 1982; 47(5): 528-34.
- Smith Jj, Wayman Be. An evaluation of the antimicrobial effectiveness of citric acid as a root canal irrigant. *J Endod.* 1986; 12(2): 54-8.
- Wennberg A, Orstavik D. Evaluation of alternatives to chloroform in endodontic practice. *Endod Dent Traumatol* 1989; 5(5): 234-7.

Paragrafo 8.6

- Abou-Rass M (1998). Long-term prognosis of intentional endodontics and internal bleaching of tetracycline-stained teeth. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 19, 1034-50.
- Anderson DG, Chiego DJ, Glickman JR, McCauley LK (1999). A clinical assessment of the effect of 10% carbamide peroxide gel on human pulp tissue. *Journal of Endodontics* 25, 247-50.
- Ari H, Ungor M (2002). In vitro comparison of different types of sodium perborate used for intracoronal bleaching of discolored teeth. *International Endodontic Journal* 35, 433-6.
- Attin T, Paque F, Ajam F, Lennon AM (2003). Review of the current status of tooth whitening with the walking bleach technique. *International Endodontic Journal*, 36, 313-29.
- Budavari S, O'Neil MJ, Smith A, Heckelman PE (1989). *The Merck index. An encyclopedia of chemicals, drugs, and biologicals.* Rahway, NJ: Merck and Co., Inc.
- Friedman S (1997). Internal bleaching: long-term outcomes and complications. *Journal of the American Dental Association* 128 (Special issue), 51-5.
- Glockner K, Hulla H, Ebeleseder K, Stadler P (1999). Five-year follow-up of internal bleaching. *Brazilian Dental Journal* 10, 105-10.
- Heithersay GS (1999). Invasive cervical resorption: an analysis of potential predisposing factors. *Quintessence International* 30, 83-95.
- Heling I, Parson A, Rotstein I (1995). Effect of bleaching agents on dentin permeability to *Streptococcus faecalis*. *Journal of Endodontics* 21, 540-2.
- Lewinstein I, Hirschfeld Z, Stabholz A, Rotstein I (1994). Effect of hydrogen peroxide and sodium perborate on the microhardness of human enamel and dentin. *Journal of Endodontics* 20, 61-3.
- Seghi RR, Denry I (1992). Effect of external bleaching on indentation and abrasion characteristics of human enamel in vitro. *Journal of Dental Research* 7, 1340-4.
- Trope M (1997). Cervical root resorption. *Journal of the American Dental Association* 128 (Spec Iss), 56-9.
- Warren MA, Wong M, Ingram TA III (1990). An in vitro comparison of bleaching agents on the crowns and roots of discolored teeth. *Journal of Endodontics* 16, 463-7.
- Zappalà C, Caprioglio D (1993). Discromie dentali: sistemi di sbiancamento alla poltrona e domiciliari. *Dental Cadmos* 15, 13-43.

Paragrafo 8.7

- Pitt Ford Tr, Torabinejad M, Mckendry Dj, Hong Cu, Kariyawasam Sp. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo* 1995; 79:756-763.
- Torabinejad M, Hong Cu, Mc Donald F. Physical and chemical properties of a new root end filling material. *J Endo* 1995; 21:349-353.
- Torabinejad M, Hong Cu, Lee Sj, Monsef M, Pitt Ford Tr. Investigation of mineral trioxide aggregate for root end filling in dogs. *J Endo* 1995; 21:603-608.
- Torabinejad M, Pitt Ford Tr, Mckendry Dj, Abedi Hr, Miller Da, Kariyawasam Sp. Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root end filling material in monkeys. *J Endo* 1997; 23:225-228.
- Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of Mineral Trioxide Aggregate. *J Endo* 1999; 25:197-205.

Paragrafo 8.8

- Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004; 30: 289-301.
- Dallari A, Rovatti L. Il sistema Composipost perni endocanalari di terza generazione. *Martina Ed., Bologna*, 1999.
- Nathanson D, Moin K. Metal-reinforced anterior tooth replacement using acid-etch-composite resin technique. *J Prosthet Dent* 1980, 43: 408-413.
- Al-Hazaine N, Gutteridge dl. An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. *Int Endod J* 2001; 34: 40-46.
- Stankiewicz NR. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J* 2002; 35: 575-581.
- Ferrari M con Breschi L e Grandini S. *Perni in fibra e denti trattati endodonticamente: Un compendio sulle prospettive scientifiche e cliniche.* Divisione Ed., Milano, 2009.
- Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 360-367.
- Salameh Z. Mechanical behavior of endodontically treated teeth restored with fiber posts and full coverage restorations. PhD Thesis, Università di Siena, 2008.
- Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. A 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater* 2005; 21: 709-715.
- Gesi A, Magnolfi S, Goracci C, Ferrari M. Comparison of two techniques for removing fiber posts. *J Endod* 2003; 29: 580-582.
- Frazer RQ, Kovarik RE, Chance KB, Mitchell RJ. Removal time of fiber posts versus titanium posts. *Am J Dent* 2008; 21: 175-178.
- Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 412-417.
- Bolla M, Muller-Bolla M, Borg C, Lupi-Pegurier L, Laplanche O, Leforestier E. Root canal posts for the restoration of root filled teeth. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2007, Issue 1. Art. No.: CD004623.
- Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dent Mater* 2005; 21: 75-82.
- Van Noort R. *Introduction to dental materials.* Mosby Elsevier, London, 2007.
- Anusavice KJ. *Phillips' Science of dental materials.* Elsevier Science, St. Louis, USA, 2003.
- Coniglio I, Carvalho C, Magni E, Ferrari M. Post space debridement in oval-shaped canals: the use of a new ultrasonic tip with oval section. *J Endod* 2008; 34: 752-755.
- Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res* 2008; 12: 1122-1126.
- Vano M, Cury AH, Goracci C, Chieffi N, Gabriele M, Tay FR, Ferrari M. The effect of immediate versus delayed cementation on the retention of different types of fiber posts in canals obturated using a eugenol sealer. *J Endod* 2006; 32: 882-885.

- Kurtz JS, Perdigão J, Geraldini S, Hodges JS, Bowles WR. Bond strength of tooth-colored posts. Effect of sealer, dentin, adhesive, and root region. *Am J Dent* 2003; 16 Spec No 3: 1A-6A.
- Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent* 2003; 28: 747-755.
- Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent.* 2003; 5: 267-282.
- Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res* 2008; 87: 974-979.
- Cadenaro M. . . The effect of curing mode on extent of polymerization and microhardness of dual-cured, self-adhesive resin cements. *Am J Dent* 2009, in stampa.
- Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J* 2006; 39: 809-818.
- Mazzoni A, Marchesi G, Cadenaro M, Mazzotti G, Di Lenarda R, Ferrari M, Breschi L. Push-out stress for fibre posts luted using different adhesive strategies. *Eur J Oral Sci* 2009; 117: 447-453.
- Monticelli F, Goracci C, Grandini S, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Scanning electron microscopic evaluation of fiber post-resincore units built up with different resin composites. *Am J Dentistry* 2005; 18: 61-65.
- Salameh Z, Papacchini F, Ounsi H, Goracci C, Tashkandi E, Ferrari M. Adhesion between prefabricated fiber-reinforced posts and different composite resin cores: a microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 2006; 8: 113-117.
- Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso PEC, Ferrari M. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Mater* 2007; 23: 95-99.
- Soares CJ, Mitsui FH, Neto FH, Marchi GM, Martins LR. Radiodensity evaluation of seven root post systems. *Am J Dent* 2005; 18: 57-60.

CAPITOLO 9

MATERIALI DA IMPRONTA

Lo studio dei rapporti tra le arcate dentali e la realizzazione di manufatti protesici ed ortodontici presuppone il trasferimento di informazioni dettagliate delle strutture dentali e dei tessuti molli dalla cavità orale all'osservazione del clinico, che potrà programmare più agevolmente i piani di trattamento, ed al laboratorio odontotecnico che realizzerà dispositivi su misura quali intarsi, corone, ponti, perni moncone, scheletrati, placche, apparecchi ortodontici. eccetera. Per ottenere una riproduzione dei dettagli quanto più fedele e precisa possibile, la ricerca si è rivolta all'individuazione di materiali che registrassero fedelmente le dimensioni volumetriche delle strutture delle arcate dentali e delle relazioni articolari tra le stesse. In pratica, tali riproduzioni prevedono di ricavare uno "stampo" negativo delle strutture prese in esame per poi ottenere un "modello" positivo sul quale rilevare tutti i dettagli necessari alla realizzazione dei dispositivi richiesti.

9.1 Il materiale da impronta ideale

Va premesso che le finalità di ciascuna presa di impronta variano a seconda che si voglia ottenere una rilevazione prettamente mucosa e funzionale o una rilevazione che esalti i particolari delle strutture dentali: talora interessa avere un quadro completo di tutta la bocca, talora è sufficiente l'impronta di un solo quadrante. Partendo da queste affermazioni è difficile individuare un materiale che possa riunire in sé tutte le caratteristiche richieste dal clinico per la presa dell'impronta. Per fare un esempio, nelle impronte "mucostatiche" sarà necessario un materiale dotato di una fluidità tale da non comprimere i tessuti molli, mentre nelle impronte "mucocompresse" i materiali utilizzati provocano una pressione dei tessuti molli.

In linea generale è possibile comunque evidenziare quelli che sono i requisiti ideali, ovvero le caratteristiche qualitative che vengono richieste dal clinico al

materiale d'impronta.

Da un punto di vista **biologico** il materiale non deve essere né tossico, né irritante, deve possedere caratteri organolettici accettabili e, possibilmente, possedere sapore e colore gradevole.

Le caratteristiche **fisiche** devono permettere di ottenere la precisione dei dettagli e dunque una perfetta riproduzione delle condizioni reali delle arcate mascellari, tenendo presente che attualmente, soprattutto in protesi fissa, la tendenza è di lavorare avvalendosi della microscopia ottica e, pertanto, quanto maggiori potranno essere i dettagli visibili, tanto migliore potrà essere il risultato finale. Il materiale deve possedere la consistenza adeguata sia in fase di preparazione che di inserimento nella cavità orale. A tal fine il clinico deciderà, volta per volta, se utilizzare materiali a *bassa viscosità*, dotati di una consistenza poco sostenuta, ossia con una fluidità tale che permetta al materiale stesso di raggiungere con relativa facilità le zone meno accessibili come ad esempio il solco gengivale, oppure se avvalersi di materiali a *media viscosità* molto utilizzati nella realizzazione e nella ribasatura di protesi mobili, o ancora se utilizzare materiali ad *alta viscosità* che sfruttano una consistenza molto sostenuta, idonei, ad esempio alla tecnica della doppia impronta. I materiali per impronta possono essere abbinati tra di loro: quelli più consistenti o ad alta viscosità permettono di realizzare una base compatta e consistente atta a sostenere un materiale più fluido o a viscosità più bassa.

Il materiale deve avere adeguate proprietà elastiche in modo da non subire deformazioni durante il disinserimento dalla cavità orale, cosa che può avvenire a causa della presenza di sottosquadri; durante la stessa manovra, poiché potrebbero avvenire lacerazioni, soprattutto a carico delle zone più sottili del materiale, è importante che esso possieda un'adeguata resistenza. È evidente che anche la condizione di umidità ed il contatto con i fluidi salivari e crevicolari della cavità orale ha fatto sì che le case produttrici ricercassero formulazioni che presentassero caratteristiche di idrofilia e di bagnabilità, quest'ultima con il fine di riprodurre anche le zone che presentano angoli acuti o piccole cavità.

Un altro requisito fondamentale è che nel materiale non avvengano cambiamenti dimensionali durante l'indurimento nella cavità orale e che la stabilità dimensionale sia mantenuta almeno fino a quando nell'impronta venga versato il materiale che permetterà di ottenere il modello. A tale proposito bisogna anche considerare la differenza di temperatura tra la cavità orale e quella ambientale. La stabilità dimensionale delle impronte incide direttamente sulla costruzione di modelli che riproducano fedelmente le informazioni necessarie alla diagnosi o alla costruzione dei dispositivi protesici; parimenti viene richiesto un alto grado di compatibilità con i materiali deputati alla costruzione dei modelli.

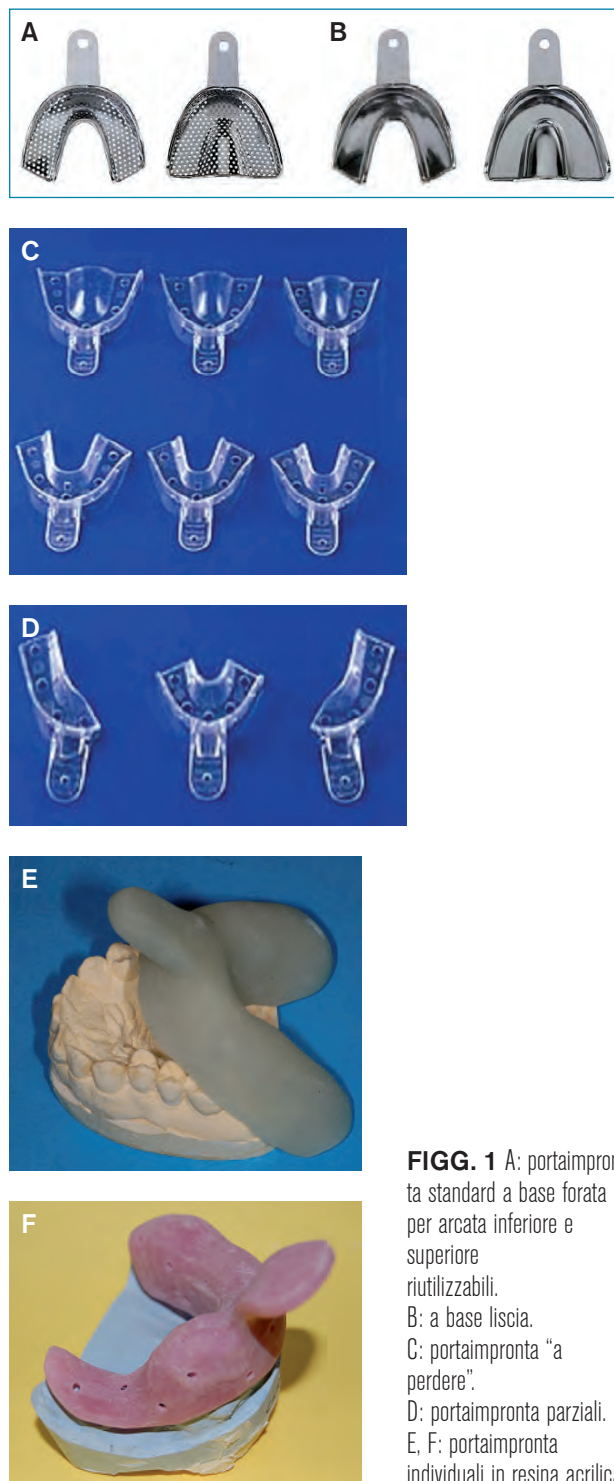
In ultimo, ma non meno importanti, sono i requisiti di tipo **pratico** riguardanti il mantenimento prolungato delle caratteristiche ottimali anche a seguito di lunghi periodi di stoccaggio, l'economicità in relazione al fat-

to che tali materiali spesso vengono smaltiti dopo la colatura dei modelli e la possibilità di essere trattati con prodotti disinfettanti, senza che avvengano alterazioni. Sono stati condotti numerosi studi che analizzano, mediante test in vitro, la qualità di riproduzione comparando differenti materiali da impronta: da un lato è parso evidente che materiali come elastomeri ed idrocolloidi replicano i dettagli più finemente degli alginati, da un altro è anche emerso che le condizioni esistenti nel cavo orale possono condizionare notevolmente un materiale idrofobo piuttosto che uno idrofilo. Le principali imperfezioni che si possono rilevare dopo la rimozione del materiale dalla cavità orale sono stirature, distorsioni, rugosità, bolle e vuoti a forma irregolare. I motivi di tali artefatti possono dipendere da **fattori legati al materiale** come un errato rapporto catalizzatore/base (nei siliconi per condensazione), da **fattori legati all'ambiente esterno** come le alte temperature o l'eccessiva umidità (soprattutto negli alginati), **fattori legati alla cavità orale** come la presenza di fluidi salivari, ematici o di detriti sulla superficie dei denti. In genere però le cause di insuccesso sono più spesso imputabili a **fattori legati all'operatore**: errati rapporti di miscelazione, ritardi nell'inserimento del materiale o troppo frettolosa rimozione dello stesso dalle arcate dentali, incorporazione di bolle d'aria nella miscelazione manuale, eccessiva pressione dopo che il materiale ha già sviluppato le sue proprietà elastiche, movimento del portaimpronta durante la fase di indurimento, distacco del materiale dal portaimpronta stesso per inefficacia dello strato adesivo tra portaimpronta in resina e materiale elastico ed in fine lo "scarico" insufficiente della prima pasta (putty) nella tecnica della doppia impronta.

9.2 I portaimpronta

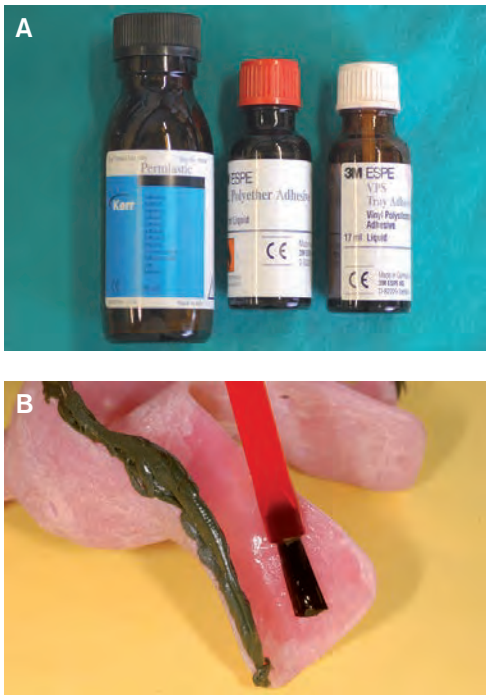
Tutti i materiali da impronta vengono posti a contatto con i tessuti morbidi o duri del cavo orale in uno stato fluido o plastico che tende a solidificarsi e a stabilizzarsi dimensionalmente nel giro di un intervallo che può andare da diversi secondi ad alcuni minuti. Per supportare il contatto con le arcate mascellari vengono utilizzati alcuni dispositivi denominati portaimpronta che, una volta portati in cavità, favoriscono la corretta presa del materiale a contatto con le strutture da replicare. I requisiti principali consistono nella rigidità atta a conferire il giusto sostegno al materiale per impronta e nel disegno conforme alla forma delle arcate ed alla ritenzione del materiale stesso.

I **portaimpronta standard o comuni** sono destinati alla riproduzione di tutta l'arcata superiore o inferiore e sono composti da un manico ed una base a forma di ferro di cavallo per rilevare l'impronta dell'arcata inferiore, completata da una placca palatina nel caso in cui l'impronta riguardi l'arcata superiore; generalmente presentano una numerazione in base alle dimensioni. Alcuni portaimpronta presentano sulla base fori di varie



FIGG. 1 A: portaimpronta standard a base forata per arcata inferiore e superiore riutilizzabili. B: a base liscia. C: portaimpronta "a perdere". D: portaimpronta parziali. E, F: portaimpronta individuali in resina acrilica.

forme e dimensioni per la ritenzione del materiale (fig. 1A), altri hanno una struttura liscia con bordini perimetrali di chiusura rilevati verso l'interno della base stessa, sempre per fornire ancoraggio al materiale (fig. 1B). Una doccia di alloggiamento è normalmente prevista quando sia necessario replicare arcate provviste di elementi dentali, mentre è mancante quando l'arcata è edentula; sono in commercio anche portaimpronta a "doccia di alloggiamento parziale" utilizzati nei casi in cui si debba realizzare un'impronta su arcate che pre-



FIGG. 2 A: alcuni collanti in commercio: favoriscono l'adesione dei vari materiali da impronta al portaimpronta.
B: stesura dell'adesivo su un portaimpronta individuale sul quale è stato eseguito un bordaggio con una pasta termoplastica.

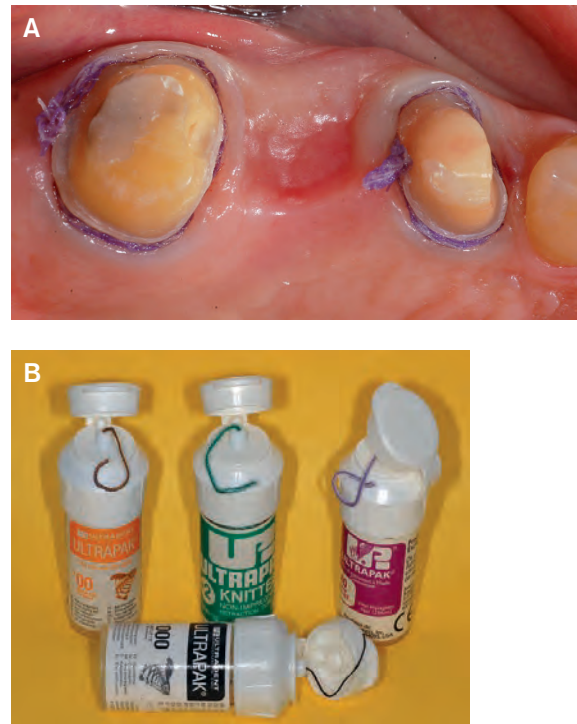
sentano soltanto i denti del gruppo anteriore. I portaimpronta *riutilizzabili* sono in acciaio inox, ottone cromato o alluminio, mentre quelli *a perdere* sono in nylon o polistirene (fig. 1C).

Tra i portaimpronta comuni dobbiamo ricordare l'esistenza di portaimpronta "parziali" destinati cioè a riprodurre una sola porzione dell'arcata (fig. 1D).

I **portaimpronta individuali o speciali** sono destinati alla rilevazione dell'impronta del singolo paziente, sono infatti costruiti nel laboratorio utilizzando il modello preliminare dell'arcata per evidenziare meglio determinate strutture di interesse operativo. Costruiti in resina acrilica o materiale termoplastico (figg. 1E, 1F) necessitano, soprattutto quando sono senza fori, dell'interposizione di un collante in forma liquida specifico per ciascun materiale (figg. 2A, 2B).

9.3 I materiali per la retrazione gengivale

Nell'esecuzione delle impronte per la protesi fissa, e dunque per una precisa costruzione di intarsi, corone e ponti, è di fondamentale importanza la registrazione del terzo coronale dei denti preparati: è necessario cioè che il bordo gengivale non copra il limite della cavità o del moncone preparati, affinché il materiale da impronta possa svolgere completamente la sua funzione. La metodica più utilizzata per ottenere la dilatazione dello spazio crevicolare consiste nell'utilizzo di fibre retrattive (fig. 3A). I cosiddetti **filì retrattori** altro non



FIGG. 3 A: filì retrattori inseriti nello spazio crevicolare in corrispondenza dei monconi sui quali ci si appresta a rilevare un'impronta.
B: confezioni contenenti filì retrattori di diverso diametro.

sono che sottili filì di cotone intrecciati o lavorati a maglie lasse e che presentano differenti diametri (fig. 3B). Per rendere più efficace l'azione dilatatoria, spesso questi filì vengono impregnati con varie sostanze dall'effetto vasocostrittivo o astringente: epinefrina, cloruro di alluminio, solfato di alluminio, solfato ferrico. Meno utilizzati, ma efficaci e poco traumatizzanti, sono alcuni **preparati ad espansione volumetrica**: si tratta di polivinilsilossani in grado di accrescersi durante l'indurimento, in modo da determinare una dilatazione dello spazio crevicolare.

9.4 Classificazione dei materiali da impronta

I materiali da impronta possono essere classificati in base alle loro caratteristiche di elasticità dopo la reazione di presa nel seguente modo.

- › Materiali da impronta non elastici o rigidi:
 - gesso dentale;
 - paste all'ossido di zinco-eugenolo;
 - resine calcinabili.
- › Materiali da impronta elastici:
 - idrocolloidi:
 - reversibili: agar-agar;
 - irreversibili: alginati;
 - elastomeri di sintesi:

- polisolfuri;
 - polieteri;
 - siliconi (per condensazione e per addizione).
- › Materiali da impronta termoplastici:
- paste termoplastiche;
 - cere da impronta.

9.4.1 Materiali da impronta non elastici o rigidi

Con l'avvento dei materiali elastici, questi materiali sono progressivamente caduti in disuso, dato che, a causa della loro rigidità, andavano incontro a fratture nei punti critici (sottosquadri, margini delle preparazioni). Attualmente possono avere un campo di utilizzo limitato a particolari situazioni (per esempio i gessi possono essere impiegati per ottenere chiavi di posizione per le saldature delle fusioni o i cementi all'ossido di zinco-eugenolo possono essere usati nelle impronte per ribasature), ma hanno per lo più un ruolo storico e sono stati vantaggiosamente sostituiti dai moderni materiali elastici.

9.4.1.1 Gesso dentale

Il gesso dentale viene suddiviso, secondo le specifiche ADA, in:

- › gesso tenero per impronte (tipo I);
 - › gesso tenero per modelli (tipo II);
 - › gesso duro (tipo III);
 - › gesso extraduro (tipo IV).
- › **Tipo I.** Chimicamente è un solfato di calcio biidrato (gesso α) $[(\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O})]$. Riscaldando tale solfato alla temperatura di 110-130°C si ottiene solfato di calcio emiidrato o semiidrato, che si presenta sotto forma di polvere (gesso β o Pasta di Parigi) $[(\text{CaSO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}]$.



Mescolando la polvere con l'acqua si ottiene una reazione chimica inversa alla precedente, che porta alla solidificazione della polvere, ossia alla "presa" del gesso. Alla polvere di solfato di calcio emiidrato vengono aggiunte altre sostanze quali *solfato di potassio*, *cloruro di potassio*, *nitrato di potassio*, che ne limitano l'espansione durante la presa, e sostanze come *carbonato di sodio*, *bicarbonato di sodio* e *carbonato di potassio*, che regolano il tempo di presa in modo da consentire l'adeguato rilievo delle impronte. Altri additivi sono rappresentati da *sostanze coloranti e aromatizzanti*.

- › **Tipo II.** Viene utilizzato per l'allestimento dei modelli di studio e per il montaggio in articolatore dei modelli normali.
- › **Tipo III.** Noto come *Hydrocal*. Viene impiegato nel-

le muffole per la costruzione di protesi totali e per l'allestimento dei modelli molto resistenti all'abrasione e alla compressione (per esempio i modelli ortodontici).

- › **Tipo IV.** Noto come *Densite*. È di norma impiegato per la costruzione di modelli che richiedono particolare resistenza all'abrasione ed alla compressione (per esempio i modelli di protesi fissa di estrema precisione, eseguita su monconi sfilabili).

Generalità

Il rapporto acqua e polvere viene indicato dal produttore attraverso l'uso di diverse sigle quali RAP (rapporto acqua-polvere), A/P (acqua-polvere) e W/P (water/powder): il quantitativo di acqua è calcolato in centimetri cubi e quello della polvere in grammi. In base a questo rapporto è possibile suddividere i gessi in tre categorie (tab. 1).

Per quanto riguarda la miscelazione dei materiali gessosi, una quantità di acqua viene versata in una scodella di gomma pulita. Si aggiunge lentamente la polvere di gesso, in modo che tutte le particelle entrino uniformemente a contatto con l'acqua, e si effettua quindi una miscelazione energica del miscuglio, fino a ottenere una massa omogenea. La miscelazione viene eseguita manualmente, con una spatola, sino ad ottenere un preparato pastoso e omogeneo (circa 60 secondi). Per evitare la formazione di bolle d'aria che potrebbero rendere inutilizzabile il modello, è consigliabile avvalersi di piastre vibranti o utilizzare dei miscelatori automatici, grazie ai quali è possibile omogeneizzare il gesso sotto vuoto, vale a dire in totale assenza di aria.

Indicazioni per l'impronta in gesso

Il gesso viene usato principalmente nelle *impronte di*

I GRUPPO	Gesso β tenero (rapporto acqua-polvere 1:2) Espansione Lineare = 0,3 - 0,5%
II GRUPPO	Gesso α duro (rapporto acqua-polvere 1:3) Espansione Lineare = 0,1 - 0,2%
III GRUPPO	Gesso α extraduro (rapporto acqua-polvere 1:4) Espansione Lineare = 0,01 - 0,1%

TAB. 1 Classificazione dei gessi in base al rapporto acqua-polvere e relativa espansione.

posizione, in quanto nessun materiale si presta meglio nel trasferire l'esatta posizione di un manufatto protesico dalla bocca al modello positivo e quindi all'articolatore. Altri impieghi sono dati dal rilievo della *prima impronta* (mucostatica) in protesi totale, nelle estese atrofie dei mascellari ed in assenza di sottosquadri, e dalla *registrazione del morso relazionale* (check-bite), essendo il gesso indeformabile e quindi in grado

di stabilire sicuri rapporti occlusali. Le controindicazioni principali sono invece date dalla presenza in arcata dei *denti parodontopatici* e/o di *sottosquadri marcati*, che compromettono la registrazione dell'impronta. Se avviene infatti un eccessivo indurimento del gesso, in presenza di sottosquadri dei denti o della cresta alveolare, la rimozione dell'impronta risulta assai difficoltosa. In questa situazione si dovrà rimuovere con cautela il portaimpronta, lasciando il materiale in situ, provvedendo a tracciare, con una fresa a fessura, un solco orizzontale lungo la superficie occlusale e due solchi verticali in corrispondenza dei canini. Si provvederà quindi alla rimozione del gesso in vari pezzi, che saranno poi ricomposti e fissati scrupolosamente e non senza difficoltà.

9.4.1.2 Paste all'ossido di zinco-eugenolo

Questo materiale può essere impiegato per impronte, per cementazioni di tipo provvisorio, per impacchi chirurgici dopo interventi parodontali, per registrazioni occlusali. Viene commercializzato sotto forma di due paste, l'una contenente *ossido di zinco* e l'altra *eugenolo* (essenza di garofano), unitamente ad altre sostanze inerti. Le paste all'ossido di zinco-eugenolo vengono inoltre distinte in due tipi: **Tipo I** (dure) e **Tipo II** (tenere o di consistenza morbida). La loro principale indicazione è rappresentata dalla cementazione provvisoria di ponti; ciò nonostante è possibile rilevare con questo materiale *impronte mucostatiche*, in assenza di sottosquadri, esercitando una minima pressione e pertanto il vantaggio di provocare una minima deformazione dei tessuti. Lo scarso impiego di questo materiale per la rilevazione delle impronte è dovuto principalmente all'elevato potere irritante dell'eugenolo sulle mucose. Un'altra possibilità d'impiego è nella registrazione occlusale che prevede l'impiego della pasta all'ossido di zinco-eugenolo abbinata ad una cera da registrazione.

9.4.1.3 Resine calcinabili

Questi prodotti vengono utilizzati principalmente nella tecnica diretta volta a rilevare l'impronta dei canali radicolari, per ottenere ricostruzioni corono-radicolari. Esse appartengono chimicamente alla famiglia dei *polimetacrilati di metile (PMMA)*. Il preparato solido si ottiene miscelando una polvere ed un liquido che polimerizzano grazie ad un catalizzatore (perossido benzoico) e ad amine acceleratrici. Le principali caratteristiche di questa resina sono una buona fluidità, una discreta rigidità e durezza che permettono la lavorazione con frese ed una contrazione che avviene in fase di polimerizzazione pari allo 0,5%. Il particolare pregio di tale materiale consiste nell'essere *calcinabile* ovvero, nelle procedure di laboratorio, una volta inglobato nel materiale di rivestimento come "prototipo sacrificale" e portato alla temperatura di fusione, non lascia alcun residuo e permette di riprodurre esattamente i dettagli necessari. Per queste caratteristiche trova ampia

applicazione per le fusioni di manufatti preparati direttamente in bocca, come il perno-moncone in tecnica diretta.

9.4.2 Materiali da impronta elastici

Questi materiali differiscono da quelli rigidi per la loro capacità di mantenere un'accurata riproduzione dell'impronta nonostante la presenza di sottosquadri, deformazioni al momento della rimozione e riacquistando successivamente la forma originaria grazie alla caratteristica di essere elastici.

9.4.2.1 Idrocolloidi

Gli idrocolloidi sono stati i primi materiali elastici ad essere impiegati in odontoiatria (1925); essendo molto ricchi di acqua possono deformarsi al momento della rimozione dell'impronta, ma successivamente si riadattano alla forma originale in virtù della loro elasticità e forniscono un'elevata riproduzione dei dettagli. Sono disponibili sotto forma di liquidi viscosi, allo stato di "sol", o sotto forma di sostanze semisolide, di consistenza gelatinosa, allo stato di "gel"; a causa di questa variabile, il condizionamento del materiale necessita di apposite apparecchiature di riscaldamento e di particolari portaimpronta dotati di un sistema di raffreddamento.

Lo stato colloidale. I colloidi sono spesso definiti come il quarto stato della materia o *stato colloidale*, che rappresenta una distribuzione della materia simile a quella che si ha, per esempio, in una soluzione di acqua e zucchero: le molecole di zucchero (soluti) si disperdono uniformemente nell'acqua (solvente). Tra queste molecole esiste una reciproca attrazione, in quanto le prime diffondono liberamente tra le seconde. Se le particelle diffondono completamente e non sono visibili ad occhio nudo, si parla di *soluzioni*; in caso contrario, quando cioè le particelle di soluto sono distinguibili da quelle di solvente, si parla di *sospensioni*. A metà strada tra le soluzioni e le sospensioni ci sono le *soluzioni colloidali* o *sol colloidali*, che possono essere date dalla combinazione di qualsiasi stato della materia, eccetto quella tra due gas; tutti i colloidi sono definibili come *sol*, non solo quelli aventi un liquido come fase disperdente (solvente). Poiché i materiali da impronta colloidali sono solidi sospesi in un liquido, sono idrofili: disperdendo della gelatina o agar in acqua, le particelle attraggono molecole d'acqua e si gonfiano, formando appunto un *idrocolloide*. Se la concentrazione della fase dispersa è della giusta misura, il sol può essere trasformato in un materiale semisolido, conosciuto come *gel* o gelatina, mediante un abbassamento della temperatura: la temperatura alla quale avviene tale cambiamento è nota come *temperatura di gelificazione*. La fase dispersa si rapprende allora a formare catene o fibrille, dette micelle; la gelatina gelifica tra i 18 e i 20°C, un gel di agar a 37°C o poco più. La gelificazione di un

idrocolloide è paragonabile ad un processo di solidificazione, ma a differenza per esempio del ghiaccio, il gel non ritorna allo stato di sol alla medesima temperatura alla quale era stato gelificato: deve essere portato prima ad una temperatura più alta, *temperatura di liquefazione*, per tornare alla condizione di sol. Essendo questo processo reversibile, questi materiali vengono definiti *idrocolloidi reversibili*. Il passaggio dallo stato di sol a quello di gel e viceversa è quindi essenzialmente un processo fisico indotto da variazioni di temperatura. Un gel può essere ottenuto da un sol anche attraverso una reazione chimica, invece che per effetto fisico basato dalla sensibilità dei colloidali alla temperatura. Questi idrocolloidi possono tornare allo stato di sol solo invertendo la reazione chimica e non tramite calore, pertanto sono noti come *idrocolloidi irreversibili*.

Idrocolloidi reversibili: agar-agar

Generalità. Gli idrocolloidi reversibili sono a base di gelatina ed agar, che è un estere solforico di un polisaccaride a base di galattosio estratto da un'alga rossa dei mari del Giappone (fig. 4).

Tali sostanze, come detto, passano reversibilmente dallo stato di sol a quello di gel mediante modificazioni della temperatura. Il passaggio dallo stato di sol a quello di gel avviene a circa 37°C (temperatura di gelificazione), mentre quello dallo stato di gel a quello di sol avviene a circa 60-70°C (temperatura di liquefazione). Vi sono vari tipi di agar con caratteristiche lievemente differenti l'uno dall'altro. In genere gli idrocolloidi dentali presenti sul mercato sono miscele di varie specie. Sebbene i fabbricanti cerchino di mantenere costanti le caratteristiche del gel attraverso tali miscele, può succedere che differenze tra una partita e l'altra comportino lievi modificazioni che si evidenziano durante le procedure di manipolazione. Spesso le impurità ed i componenti a basso peso molecolare possono essere eliminati con lavaggi in acqua corrente prima che il materiale venga usato. La composizione del materiale per impronta in idrocolloidi agar-agar è dettagliata nella tabella 2. L'utilità degli idrocolloidi reversibili, in considerazione della loro alta definizione dei dettagli, oltre che per l'idrofilia, è rivolta soprattutto al settore della protesi fissa (corone fuse, inlay, onlay).

Modalità d'impiego. Inizialmente il gel, modalità nella quale viene commercializzato il materiale, viene trasformato in sol mediante riscaldamento a bagnomaria a 100°C. Dopo circa un'ora di ebollizione il gel, sottoforma

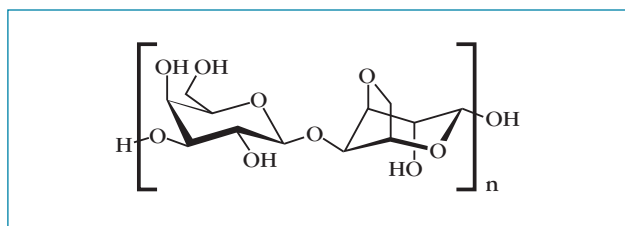


FIG. 4 Formula strutturale degli idrocolloidi reversibili.

COMPONENTI	%
Agar	13-17%
Borati	0.2-0.5%
Solfati	1-2%
Cere dure	0.5-1%
Sostanze tissotropiche	0.3-0.5%
Acqua	a completamento

TAB. 2 Percentuali in peso dei componenti di un idrocolloide reversibile.

di tubi e siringhe, viene posto e mantenuto a bagnomaria, in apposito box, alla temperatura di 65-68°C. L'apparecchiatura di riscaldamento è composta da tre box, distinti in: box di bollitura (100°C), box di conservazione o di stoccaggio (65-68°C) e box di condizionamento o di tempera (46°C). Al momento dell'utilizzazione il portaimpronta, riempito con la massa proveniente dal tubo degelificato a 100°C e mantenuto a 65-68°C, viene trasferito al box di condizionamento a 46°C, nel quale non deve restare per più di 15 minuti per alterare il processo di gelificazione. Contemporaneamente il materiale viene iniettato, mediante siringa proveniente dal box di stoccaggio, nel solco gengivale e negli spazi interdentali. Una volta posizionato in bocca il portaimpronta, la massa di agar-agar viene gelificata per raffreddamento mediante un circuito di acqua fredda a 18-21°C, che arriva al portaimpronta attraverso due tubicini di gomma da collegare al circuito idrico del riunito per un tempo minimo di gelificazione di 5 minuti per le impronte parziali e 7 minuti per quelle complete. Il portaimpronta verrà infine rimosso in un solo colpo, per non provocare distorsioni o fratture alla struttura intrecciata del gel.

Vantaggi e svantaggi. Sono materiali precisi e forniscono degli eccellenti modelli di lavoro. Il vantaggio principale rispetto ai siliconi ed altre paste elastiche consiste nel fatto che, essendo idrofili, possono assorbire tracce di umidità esistenti sulle preparazioni (imbibizione). Realizzare due modelli con la stessa impronta in idrocolloide è un errore perché il materiale si strappa e si deforma: qualora si abbia la necessità di ottenere due modelli in gesso, è più indicato rilevare due impronte, delle quali la seconda sarà migliore per effetto del condizionamento dei tessuti dato dalla prima impronta. Nello sviluppo dei modelli positivi è bene utilizzare gessi compatibili, altrimenti si corre il rischio di ottenere modelli con alterate caratteristiche di superficie. Hanno sapore ed odore gradevoli e sono perfettamente biocompatibili. Non bisogna dimenticare tuttavia che per il loro corretto impiego si incontrano alcune difficoltà: scarsa vis a tergo; scarsa praticità d'impiego rispetto agli elastomeri di sintesi; costo sostenuto per l'apparecchiatura con le vasche termostatiche; personale ausiliario ben preparato; necessità di colare immediatamente i modelli, in quanto i gessi sono molto sensibili al fenomeno della sineresi (essudazione di liquido sulla super-

ficie dell'impronta che si verifica allorché il materiale perde solvente); portaimpronta specifici, con sistema di raffreddamento, e non modificabili come quelli in alluminio che si utilizzano in alcuni casi. Le cause di insuccesso nel rilievo di un'impronta sono invece dovute a: temperatura dell'acqua che circola nei portaimpronta superiore a 16°C; rimozione precoce del portaimpronta o gelificazione precoce di uno dei due materiali (bolle d'aria); rimozione sbagliata dal cavo orale (lacerazioni o distorsioni); miscelazione errata o bollitura insufficiente (superficie granulosa); movimenti accidentali del portaimpronta durante la gelificazione; temperatura di conservazione troppo bassa o condizionamento troppo lungo; eccessiva imbibizione di acqua dopo rimozione nella vasca di condizionamento.

Idrocolloidi irreversibili: alginati

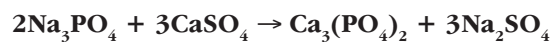
Generalità. Materiali di gran lunga più utilizzati in odontoiatria. Di facile impiego, di basso costo, di buona tolleranza, ottimi per impronte primarie di ordine protesico, ortodontico e di progettazione. Sono sali dell'acido alginico (polimero lineare del *sale sodico di acido anidro-β-d-mannuronico*), un polisaccaride estratto dalle alghe brune. La loro ideazione, avvenuta negli USA durante il secondo conflitto mondiale, scaturì dalla necessità di evitare l'uso degli idrocolloidi reversibili a base di agar, il cui maggiore produttore era appunto il Giappone.

Chimica degli alginati. Sono idrocolloidi irreversibili in quanto la reazione di presa è una reazione chimica di precipitazione non reversibile (non possono cioè tornare in forma di sol con mezzi fisici, per esempio la temperatura, come accade per gli idrocolloidi reversibili). Mentre l'alginato (*acido alginico*) (fig. 5) è insolubile in acqua, i suoi sali di sodio, di potassio e di ammonio (rispettivamente *alginato di sodio*, *alginato di potassio* e *alginato di ammonio*) sono solubili, e rappresentano i colloidali destinati a reagire con gli ioni calcio (Ca_2^+) opportunamente aggiunti, per formare un gel di **alginato di calcio**. La reazione chimica avviene in due tempi: una prima fase detta di *rallentamento* ed una seconda fase detta di *presa* (poiché la reazione di presa sarebbe troppo rapida, la si rallenta aggiungendo del *fosfato trisodico* nella polvere: la reazione di gelificazione tra calcio solfato ed alginato per formare

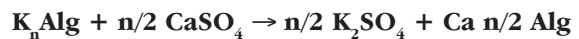
COMPONENTI	%
Alginato di potassio	15%
Solfato di calcio	16%
Ossido di zinco	4%
Fluoruro di potassio e titanio	3%
Terra di diatomee	60%
Fosfato di sodio	2%

TAB. 3 Percentuali in peso dei componenti di un idrocolloide irreversibile.

alginato di calcio verrà rallentata finché sarà presente fosfato trisodico).



Quando il fosfato trisodico è completamente consumato, gli ioni calcio iniziano a reagire con l'alginato di potassio per formare alginato di calcio come segue:



La composizione in peso di un alginato basata sulle reazioni appena descritte è illustrata nella tabella 3.

La *terra di diatomee* è aggiunta come riempitivo. Quest'ultima, se aggiunta in proporzioni corrette, può incrementare la resistenza e la rigidità del gel di alginato, favorire la formazione di una trama molecolare priva di grosse asperità e dare al gel una superficie di una certa consistenza che non sia troppo adesiva. Inoltre contribuisce alla formazione del sol disperdendo in acqua le particelle della polvere di alginato. Senza riempitivo, il gel mancherebbe di stabilità ed avrebbe una superficie viscosa e ricoperta di essudato per sineresi. Anche l'*ossido di zinco* agisce da riempitivo ed ha una certa influenza sulle proprietà fisiche e sul tempo di presa del gel.

Modalità d'impiego. Gli alginati presenti in commercio possono essere di due tipi, a seconda della specifica ADA n. 18: **Tipo I** "*fast setting*" (a presa rapida), con tempo di indurimento di 1-2 minuti; **Tipo II** "*normal setting*" (a presa normale) con tempo di indurimento compreso tra i 2 e i 5 minuti. Il materiale viene fornito sotto forma di polvere. Le confezioni più comuni sono

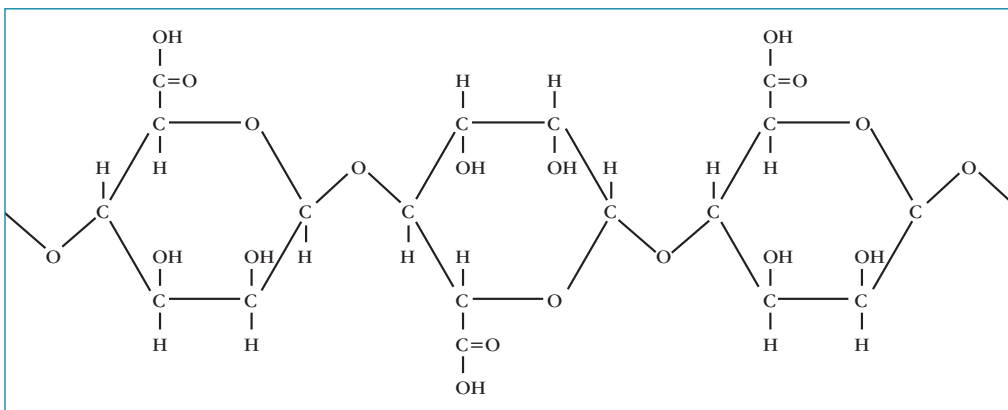
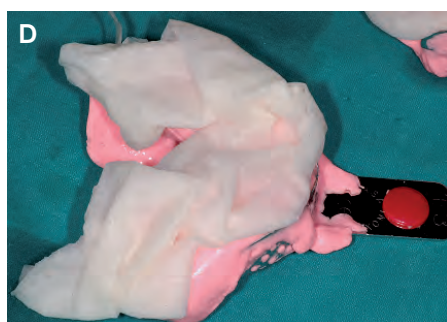
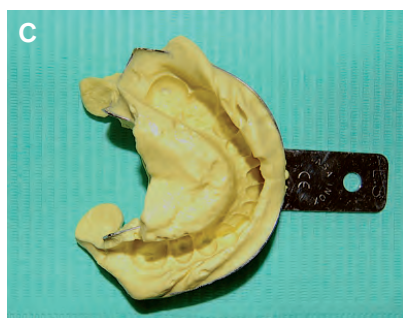


FIG. 5 Formula strutturale dell'acido alginico.



FIGG. 6 A: occorrente per la preparazione di una impronta in alginato: polvere, acqua, spatola e scodella. B: miscelazione per spatolamento dell'alginato. C: impronta in alginato dell'arcata dentaria inferiore. D: impronta in alginato coperta con fazzoletto di carta bagnato per una migliore conservazione.

rappresentate dalle bustine monodose sigillate per singola impronta, dai barattoli con coperchio ermetico da 1 Kg o più e dalle buste di ricambio per barattoli da 250 g o più. Per miscelare nella giusta proporzione polvere e liquido occorre seguire le indicazioni del produttore, misurando la polvere in grammi o dosandola con gli appositi misurini e l'acqua in centimetri cubi o misurandola con le apposite provette (fig. 6A). La polvere viene posta in una scodella di plastica morbida o di

gomma, poi viene aggiunta acqua e la massa risultante viene mescolata vigorosamente con una spatola (fig. 6B). L'acqua deve essere a temperatura ambiente (circa 20°C), in quanto l'acqua calda accelera notevolmente la reazione di presa. La miscela così preparata va collocata su un portaimpronta forato (fig. 6C), in quanto il materiale non ha alcuna ritentività sui portaimpronte lisci. Una volta inserito il materiale nel cavo orale, occorre impedire ogni minimo spostamento del portaimpronta, in quanto si genererebbero distorsioni dell'impronta finale. Ad indurimento completo l'impronta va rimossa con un unico e rapido movimento e poi va lavata sotto acqua fredda per rimuovere saliva e/o tracce di sangue, coperta con un panno, un batuffolo di cotone o un fazzoletto bagnato (fig. 6D), per prevenire evaporazione e sineresi. Infine, va colata nel più breve tempo possibile o conservata in ambiente saturo d'acqua (anche se non esistono regole assolute è ottimo il sistema di conservazione delle impronte ponendole su un telino bagnato e chiudendole ermeticamente in un sacchetto di plastica). Nella pratica clinica è importante seguire alcuni accorgimenti che favoriranno la buona qualità dell'impronta.

- › Miscelazione: deve avvenire dopo aver predisposto tutto con la massima attenzione (paziente nella giusta posizione, portaimpronta della misura adeguata eccetera), aggiungendo alla polvere predosata l'acqua e non viceversa. Con una spatola apposita si compie dapprima un movimento rotatorio di raccolta dell'impasto e poi un movimento più ampio e veloce, durante il quale la spatola deve schiacciare l'impasto contro le pareti della scodella, evitando di formare grumi. Oltre alla miscelazione manuale, di gran lunga più utilizzata, esiste un'efficacissima miscelazione meccanica con apposite apparecchiature.
- › Distribuzione dell'impasto sul portaimpronte: avviene con la stessa spatola che è stata utilizzata per l'impasto, questa riempie uniformemente il portaimpronta schiacciando il materiale contro i bordi dello stesso.
- › Premodellazione: l'impronta, specialmente per le arcate edentule, può essere presa praticando un premodellaggio con le dita inumidite, che mira a riprodurre grossolanamente la conformazione anatomica delle arcate. Viene in questo modo a formarsi un film superficiale di materiale a viscosità più bassa che consente quindi al materiale da impronta di adattarsi meglio alla morfologia delle arcate (diminuisce la tensione di superficie).
- › Posizionamento in bocca (con attivazione della muscolatura per funzionalizzare l'impronta).
- › Rimozione dell'impronta: deve avvenire facendo forza verso il basso o verso l'alto.

Proprietà e caratteristiche. Si tratta di un materiale non tossico né irritante, con gusto ed odore solitamente accettabili: sono in commercio alginati aromatizzati alla vaniglia che avrebbe anche un effetto anti-nausea. Il tempo di presa dipende dalla composizione (rapporto acqua/polvere: aumentando la polvere sia accelera la reazione di indurimento) e dalla temperatura a cui

si effettua la miscelazione (il tempo di presa è inversamente proporzionale alla temperatura: maggiore è la temperatura minore è il tempo di presa e quindi più rapida è la reazione). La polvere tende a perdere le sue caratteristiche organolettiche se esposta all'umidità o al calore. Gli alginati riescono a registrare i più fini dettagli del cavo orale, hanno una deformazione permanente inferiore al 3% ed una buona resistenza alla compressione, sono molto compatibili con i gessi per modelli, sufficientemente economici, di facile impiego e ben tollerati dai pazienti.

Vantaggi e svantaggi. Sono parecchi i vantaggi degli alginati, rappresentati dalla possibilità di poter rilevare un'impronta abbastanza precisa anche in presenza di sottosquadri, dal breve tempo di esecuzione, dalla buona tolleranza da parte dei pazienti, dallo strumentario e dalla tecnica di esecuzione molto semplici, dal costo abbastanza contenuto e dalla possibilità di rilevare l'impronta in un unico passaggio. I principali svantaggi sono invece rappresentati dall'eccessivo contenuto d'acqua (circa 80%), che induce il fenomeno della sineresi e, se vogliamo, dall'eccessiva semplicità della tecnica che potrebbe indurre l'operatore a trascurare degli accorgimenti importanti e spesso fondamentali per una buona realizzazione dell'impronta.

9.4.2.2 Elastomeri di sintesi

Vengono definiti come "prodotti sintetici ad alto peso molecolare dotati di elevate caratteristiche elastiche", ed è proprio l'elasticità, unitamente alla semplicità di manipolazione, versatilità ed affidabilità, che ne ha determinato una così ampia diffusione. Sono inoltre identificati dalla specifica ADA n. 19 come "Materiali Elastomerici Non Acquosi per Impronte Dentali". Tali materiali sono noti anche come gomme sintetiche in contrapposizione alle gomme naturali. Vengono utilizzati in protesi fissa ed in protesi mobile parziale e completa, per ribasare, rilevare morsi posizionali, duplicare modelli, ed altri usi nella pratica di laboratorio.

Generalità. Gli elastomeri di sintesi sono prodotti di trasformazione di base gommosa; si induriscono sul portaimpronta mediante una reazione chimica tra i vari componenti detta "reazione di polimerizzazione". Sappiamo che essa è un prodotto di reazione costituito da un certo numero di molecole uguali dette *monomeri* che si uniscono, per **addizione** o **condensazione**, in presenza di certi attivatori. Tali elastomeri presentano caratteristiche fisiche importanti come: memoria elastica, stabilità dimensionale, resistenza allo strappo, idrofilia, bagnabilità, tissotropia e tempo di polimerizzazione. Sono inoltre materiali di consistenza gommosa, più o meno morbida, a viscosità bassa, media, alta o molto alta, contenenti larghe molecole a debole interazione reciproca, legate tra loro in certi punti fissi a formare un reticolo tridimensionale. La viscosità degli elastomeri assume diverse denominazioni:

- › molto alta o *putty*;
- › alta o *heavy*;

- › media o *medium o regular*;
- › bassa o *low o light*;
- › molto bassa o *very low*;

a cui corrisponde la classificazione ADA:

- › CLASSE I: viscosità alta (*heavy*);
- › CLASSE II: viscosità media (*regular*);
- › CLASSE III: viscosità bassa (*light*).

La viscosità alta comprende anche la "molto alta" (cosiddetta *putty*) che serve per il rilievo dell'impronta di base o prima impronta nella tecnica della doppia impronta; la viscosità bassa comprende anche la "molto bassa" (cosiddetta *very low*) di utilità nell'impronta di perfezionamento o seconda impronta. Dal punto di vista chimico, gli elastomeri di sintesi si possono distinguere, secondo il tipo di gomma sintetica in:

- › **polisolfuri** (gomme polisolfidiche o ,mercaptani o thiokol) con polimerizzazione *per condensazione*;
- › **polieteri, convenzionali** o a "polimerizzazione chimica" e *fotoattivabili* o a "polimerizzazione fisica";
- › **siliconi** (gomme siliconiche), con polimerizzazione *per condensazione o per addizione*.

Sono messi in commercio sotto forma di paste a diversa consistenza denominate di "prima impronta" o "di base" e di "seconda impronta" o "di perfezionamento", in tubi, vasetti e doppie cartucce. Gli elastomeri di sintesi infine, da un punto di vista generale, sono dimensionalmente molto stabili e, mediante elettrolisi, possono essere metallizzati con possibilità di fornire modelli positivi molto più resistenti. Come fattore negativo difettano in adesività, per cui occorre provvedere con mezzi ausiliari: adesivi, portaimpronta forati o con bordino perimetrale di chiusura. Fatta eccezione per i siliconi per addizione e polieteri, gli elastomeri di sintesi sono idrofobi.

Polisolfuri (o mercaptani o thiokol)

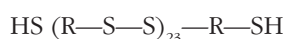
Negli anni Cinquanta fecero la loro apparizione i polisolfuri: questi prodotti sono confezionati in due tubi, uno di pasta base (a diversa viscosità) e l'altro di pasta reagente o catalizzatrice. I componenti delle due paste sono elencati nella tabella 4. Commercialmente è stato possibile ottenere tre classi (secondo le specifiche ADA) che corrispondono alle tre consuete viscosità, delle quali le più usate sono la *regular* e la *light* (la *heavy*, un tempo usata in protesi fissa, viene oggi sostituita da altre classi di elastomeri di sintesi).

Chimica dei polisolfuri. Il processo di trasformazione

PASTA BASE	PASTA REAGENTE
<ul style="list-style-type: none"> › Polimero polisolfuro a basso P.M. costituito da un mercaptano con gruppi terminali sulfidrilici -SH › Plastificanti › Deodoranti › Zolfo 	<ul style="list-style-type: none"> › Catalizzatore (in genere perossido di piombo o idroperossido di cumene) › Zolfo › Dibutilftalato › Acido stearico

TAB. 4 Composizione base di un polisolfuro.

del prodotto gommoso di base, o polimero liquido, in materiale gommoso è generalmente conosciuto in industria come *vulcanizzazione* o *curing*. Entrambi i termini sono originati in connessione alla produzione di gomma, per riscaldamento della gomma naturale, o lattice, con lo zolfo. Più propriamente questo processo è noto come *cross-linking* (formazione di un legame crociato). L'ingrediente di base del polimero liquido è un *mercaptano polifunzionale* o *polimero polisolfuro*, con la seguente formula di struttura generale:



ove R sta per:

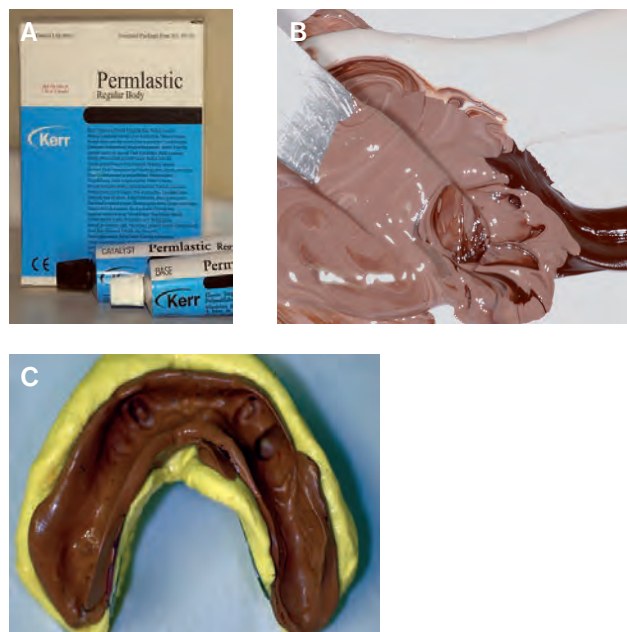


La **pasta base** oltre a contenere un mercaptano presenta altri componenti come il solfato di calcio, l'ossido di zinco e il biossido di titanio. La **pasta catalizzatrice** contiene il biossido di piombo, specificamente aggiunto nel materiale per odontoiatria per allungare la catena polimerica, per ossidazione dei gruppi terminali e determinare il cross-linking, per ossidazione dei gruppi -SH delle ramificazioni. Poiché i gruppi delle ramificazioni costituiscono solo l'1% circa dei gruppi -SH disponibili, all'inizio prevarrà l'allungamento della catena: questo aumenta soprattutto la viscosità. Successivamente si verifica la reazione di cross-linking che unisce tutte le catene in un intreccio tridimensionale, che conferisce le proprietà elastiche al materiale. Questa reazione è molto più evidente se è presente una piccola quantità

di zolfo. In alternativa al biossido di piombo può essere usato un idroperossido organico, come il *t-butile*.

La reazione di polimerizzazione dei polimeri polisolfuri è esotermica; la quantità di calore generata è in funzione della quantità totale del materiale e della contrazione del catalizzatore. Umidità e temperatura influenzano notevolmente il corso della reazione. La miscelazione va fatta unendo le due paste disponibili in tubetti (fig. 7A) in parti uguali su un cartoncino plastificato o su una piastra di vetro utilizzando una spatola di metallo (fig. 7B). La reazione di vulcanizzazione inizia con la miscelazione e raggiunge il massimo al suo termine; a questo punto inizia la formazione di un intreccio resiliente. Durante la fase finale di indurimento, si forma un materiale di adeguata elasticità e robustezza che può essere rimosso dai sottosquadri abbastanza facilmente (fig. 7C).

Vantaggi e svantaggi. Tra i **vantaggi** di questo materiale vanno annoverati l'ottima definizione dei dettagli, il tempo di miscelazione contenuto (45/60 secondi), un tempo di lavorazione sufficiente, compreso tra i 4 e gli 8 minuti a seconda della viscosità, un buon tempo di presa, che può tuttavia essere influenzato da alcuni fattori (in particolare, si allunga se i tubi vengono conservati in frigorifero o si aggiunge acido stearico, e diminuisce aggiungendo alla miscela una o due gocce d'acqua), una buona stabilità dimensionale, in quanto materiali idrofobi e quindi non interessati dal fenomeno della sineresi o dell'imbibizione. Tra gli **svantaggi** vanno ricordati la perdita di precisione se l'impronta viene colata dopo 24 ore, per effetto di una polimerizzazione prolungata nel tempo, la possibilità di deformazioni se avvengono stiramenti durante la disinserzione dell'impronta, in quanto posseggono il più basso recupero elastico di tutti gli elastomeri di sintesi (97,9%). Questi materiali sono molto appiccicosi, hanno un sapore sgradevole, induriscono più lentamente dei siliconi e dei poliesteri, macchiano indelebilmente i tessuti del vestiario. Sono descritti anche casi di irritazione della mucosa dopo contatto con questi materiali. Poiché, come già detto, sono idrofobi, se da una parte non subiscono il fenomeno dell'imbibizione e della sineresi, dall'altra vanno incontro ad irregolarità di superficie in presenza di eccessiva salivazione.



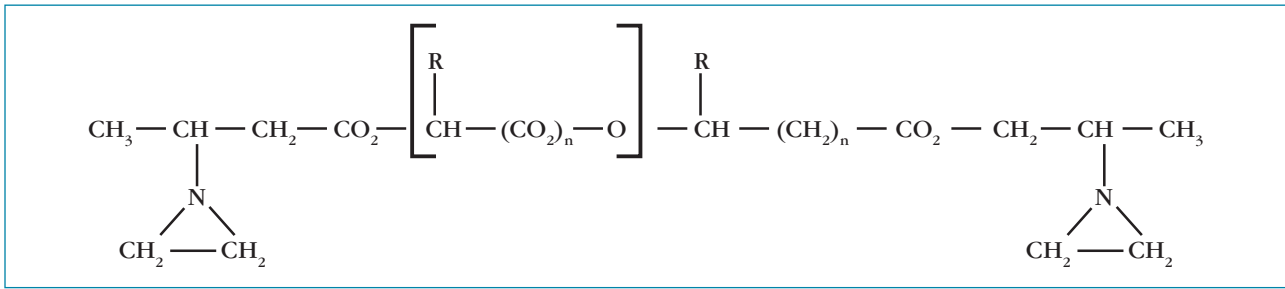
FIGG. 5 A: polisolfuro: i due tubetti nella confezione contengono la pasta base e la pasta catalizzatrice. B: miscelazione del prodotto mediante spatola di metallo. C: ribasatura di protesi rimovibile inferiore mediante polisolfuro (inglobata in alginato).

Polieteri

Generalità. I polieteri sono polimeri (fig. 8) a basso peso molecolare, forniti in due componenti, base e catalizzatore, sono materiali estremamente precisi, poiché la loro polimerizzazione avviene per addizione, quindi senza eliminazione di alcuna molecola, con ottima riproduzione dei particolari e, in un ambiente non eccessivamente umido, sono dotati di un'ottima stabilità dimensionale.

Tra i materiali elastici essi sono i più rigidi, ossia con un ritorno elastico minore, e possono essere suddivisi in:

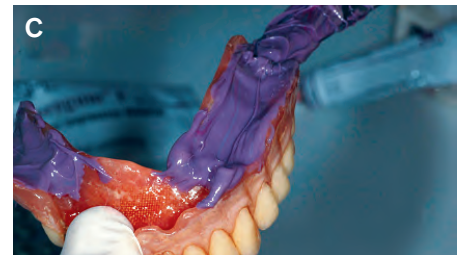
- › **polieteri convenzionali** o a *polimerizzazione chimica*;
- › **polieteri fotoattivabili** o a *polimerizzazione fisica*.


FIG. 8 Formula strutturale di un polietere.

PASTA BASE	PASTA REAGENTE
<ul style="list-style-type: none"> › Polimero polietere ad alto PM. con gruppi terminali etilen-aminici › Plastificanti › Riempitivo (silice) › Coloranti 	<ul style="list-style-type: none"> › Estere aromatico dell'acido solfonico quale catalizzatore › Plastificanti › Riempitivi › Coloranti

TAB. 5 Composizione base di un polietere convenzionale.

COMPONENTI
Resina polietere uretano dimetacrilato
Dichetone, come iniziatore
Amina, come acceleratore
Silice, come riempitivo
Coloranti
Aromatizzanti

TAB. 6 Composizione base di un polietere fotoattivabile.

FIG. 9 A: polietere disponibile in tre differenti viscosità. B: miscelazione di un polietere mediante spatolamento. C: applicazione del materiale da impronta su una protesi totale per la ribasatura della stessa.

I primi sono stati prodotti alla fine degli anni sessanta, a lungo sperimentati ed universalmente conosciuti, mentre i secondi sono di più recente introduzione (anni novanta), sperimentati positivamente ma non altrettanto commercializzati. Il più noto di questa categoria, nonché primo ad essere introdotto negli Stati Uniti, è il "Genesis" (polietere uretano dimetacrilato).

I **polieteri convenzionali** sono commercializzati secondo le tre viscosità, alta, media e bassa, con pasta base e catalizzatore (tab. 5), sia in tubi che in cartucce per la miscelazione automatica. Le confezioni attualmente in commercio in Europa sono essenzialmente tre:

- › "Impregum Soft", a tripla viscosità (Light Body, Medium Body ed Heavy Body) sia per impronta monofase che per doppia impronta (fig. 9A);
- › "Permadyne", doppia viscosità (alta e bassa), per doppia impronta;
- › "Permadyne Garant", a viscosità bassa, da usare per impronta monofase o in associazione all'Impregum

per la doppia impronta.

A queste può essere aggiunto un **diluente**, costituito da *silice e ftalato*.

Il **polietere fotoattivabile** presenta due viscosità (alta e bassa) ed è commercializzato in un'unica pasta, in tubo o in cartuccia, con la composizione riportata nella tabella 6. Affinché avvenga l'indurimento è necessario utilizzare speciali portaimpronta dotati di una sorgente luminosa (LED) che viene attivata una volta che il materiale vi è posto sopra ed inserito nella cavità orale.

I tempi operativi dei polieteri convenzionali sono i più contenuti tra gli elastomeri di sintesi: il tempo di miscelazione è di 30-45 secondi, il tempo di lavoro 2-3 minuti e il tempo di presa varia dai 4 ai 6 minuti. I polieteri assorbono elevate quantità di acqua quando ne vengono a contatto e ne rilasciano altrettanto facilmente in ambienti molto asciutti; questo problema si acuisce quando si utilizza il diluente: essendo molto idrofilo può causare una notevole imbibizione dell'impronta a

contatto con la saliva ed un rilascio d'acqua per evaporazione fuori dalla bocca. Tutto ciò altera notevolmente la stabilità dimensionale di questi materiali. I polieteri sono inoltre gli unici elastomeri a presentare un'espansione iniziale: aumentano di volume nella prima ora (fase di imbibizione), poi diminuiscono (fase di sineresi) e ritornano pian piano ai valori normali. Con questi materiali è possibile registrare dettagli sotto al micron e ciò è dovuto, come nel caso dei siliconi, tanto alla fluidità quanto alla tissotropia. Una caratteristica sfavorevole è quella di essere materiali molto rigidi, con bassi valori di flessibilità e pertanto notevolmente controindicati nel caso di sottosquadri accentuati o elementi dentari con scarso supporto parodontale.

Chimica dei polieteri. I polieteri convenzionali hanno una polimerizzazione chimica di tipo cationico, per apertura degli anelli etilen-aminici promossa dal catalizzatore (estere aromatico dell'acido solforico), e formazione di legami trasversi tra i polimeri a formare un reticolo. La polimerizzazione dei polieteri fotoattivabili è promossa da un fascio di luce con lunghezza d'onda compresa tra 400 e 500 nm e catalizzata da un dicitone, proprio come si verifica per i compositi. Il riempitivo possiede un indice di rifrazione analogo a quello del polimero, in modo da consentire un'efficace penetrazione del raggio luminoso.

Modalità d'impiego. Vanno impiegati con portaimpronta individuali in resina e con adesivo apposito per aumentarne l'adesione. Per la preparazione del materiale è necessario spatolare la pasta contenuta nei due tubi sull'apposito foglio di carta in rapporto di 1:1. La miscelazione delle due paste deve essere eseguita con energia (fig. 9B), evitando di incorporare bolle d'aria nell'impasto: sicuramente migliore e più pratica è la miscelazione automatica mediante dispenser a doppie cartucce. L'impronta da rilevare deve essere mantenuta nel cavo orale per 4 minuti circa, rimossa con un movimento rapido e deciso, sciacquata sotto acqua fredda e conservata ben asciutta in un ambiente non umido. Il loro impiego è particolarmente indicato in protesi fissa, protesi mista e protesi combinata, sebbene in questi ultimi casi siano più indicati i siliconi, nonché nella ribassatura al pari dei polisolfuri (fig. 9C).

Vantaggi e svantaggi. Un primo vantaggio è di possedere un'eccellente stabilità dimensionale, paragonabile a quella dei siliconi per addizione. I polieteri sono materiali molto versatili, sono *idrofilo*, il che costituisce in parte un vantaggio ed in parte uno svantaggio (per esempio quando vengono conservati in ambienti umidi). possiedono un'ottima precisione nella registrazione dei dettagli ed una buona resistenza alla deformazione. Con questi materiali è inoltre possibile duplicare i modelli, senza dover ricorrere ad un'ulteriore impronta; sono inodori ed insapori, non macchiano i tessuti, hanno una buona fluidità e tissotropia. Tra gli **svantaggi** vanno invece ricordati la scarsa economicità, la mancanza di adesività, l'eccessiva durezza.

Questi materiali presentano un coefficiente di dilatazione termica elevato, per cui occorre fare molta attenzio-

ne agli sbalzi di temperatura, hanno un tempo di lavorazione e di presa piuttosto limitati. inoltre assorbono notevoli quantità di acqua (*imbibizione*).

Siliconi

Generalità. Tra gli elastomeri di sintesi i siliconi sono i più numerosi, i più usati e versatili, in quanto trovano larga applicazione sia in protesi fissa che in protesi mobile. Da un punto di vista chimico vengono classificati in:

- > siliconi a reazione per condensazione;
- > siliconi a reazione per addizione.

Da un punto di vista pratico, ossia secondo le modalità di impiego, si distinguono invece:

- > **siliconi di prima impronta o di base**, a viscosità molto alta, di consistenza quindi pastosa, dovuta alle sostanze di riempimento (silice in polvere e ossidi metallici), siliconi cosiddetti impastabili. Sono contenuti in barattoli di plastica più o meno grandi e vengono denominati con un nome generico di derivazione anglosassone: putty (mastice, stucco). Reagiscono per mezzo di un catalizzatore liquido o in pasta, contenuto, rispettivamente, in bottigliette o tubetti.
- > **siliconi di seconda impronta o di perfezionamento**, di viscosità più bassa rispetto a quelli della prima impronta, ma di costituzione chimica analoga. Sono confezionati e venduti in tubi contenenti il materiale a viscosità variabile, in genere di due tipi, low o regular. Esistono inoltre confezioni in vasi, siringhe o doppie cartucce.

Siliconi a reazione per condensazione (polidimetilsilossani)

Generalità. Sono costituiti da una molecola di base, che è un polimero silconico (dimetilsilossano) con aggiunta di ossidi metallici e polvere di silice, che li rende pastosi (fig. 10). Reagiscono per mezzo di un attivatore, liquido o in pasta, costituito principalmente da octoato di stagno. Durante la reazione di polimerizzazione liberano sostanze volatili (alcol), caratteristica questa negativa per la stabilità dimensionale, rispetto ai siliconi a reazione per addizione. I vari prodotti del commercio sono rappresentati da: *materiali di prima impronta o di base*, a viscosità molto alta, sotto forma di pasta in barattolo (**putty**), unitamente ad un catalizzatore in pasta o liquido; *materiali di seconda impronta o di perfezionamento*, sotto forma di pasta

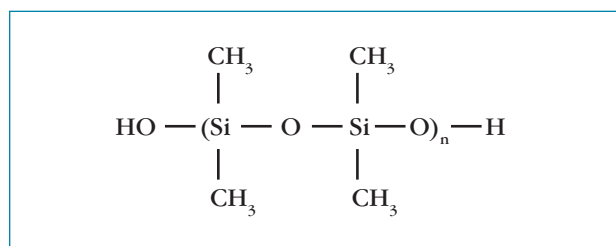


FIG. 10 Formula strutturale di un polidimetilsilossano.

PASTA BASE	PASTA REAGENTE
<ul style="list-style-type: none"> › Poli(dimetilsilossano) a P.M. moderatamente alto, con gruppi terminali idrossilici -OH, quale primo reagente › Ortoetilsilicato (ortoalchisilicato), quale secondo reagente › Eccipienti inorganici (silice), in varia proporzione a seconda della viscosità › Coloranti e aromatizzanti 	<ul style="list-style-type: none"> › Esteri organometallici, quali octoato di stagno o stagno disbutil-dilaurato, come attivatore › Agente ispessente, o diluente, a seconda che il catalizzatore sia in pasta o liquido

TAB. 7 Composizione base di un silicone a reazione per condensazione.

in tubetti, in vasi, in siringhe o in doppie cartucce, a viscosità bassa o molto bassa (**light** o **very low**), unitamente ad un catalizzatore in pasta o liquido (tab. 7).

Chimica dei siliconi per condensazione. Il polimero di base della reazione è un *poli(dimetilsilossano)* terminante da entrambi i lati con gruppi idrossilici. I legami di cross-linking avvengono mediante una reazione con alchil-silicati tri e tetra-funzionali, in genere *tetraetilortosilicato*, in presenza di *octoato di stagno* che ritrova nella pasta o nel liquido reagente come attivatore. Tali reazioni avvengono temperatura ambiente, per cui i materiali sono chiamati in letteratura *siliconi RTV* (room temperature vulcanization). Il materiale base consiste in una pasta dalla consistenza simile a quella dei polisolfuri, mentre il catalizzatore è un fluido a bassa viscosità o, meno frequentemente, una pasta. La formazione dell'elastomero avviene attraverso la formazione di cross-linking tra i gruppi terminali dei polimeri siliconici e l'alchil-silicato, per formare un intreccio tridimensionale. Come sottoprodotto di reazione, si forma *alcool etilico*. La sua evaporazione rende ragione della maggior parte della contrazione che avviene nell'indurimento delle gomme siliconiche. Gli alchil-silicati sono leggermente instabili, in particolare modo se mescolati a composti organico-stagnosi per formare il liquido catalitico. Ne deriva un limitato periodo di conservazione per l'ossidazione del componente stagno del catalizzatore, ma anche per degradazione della base o per cross-linking della base durante la conservazione. Come per i polisolfuri, i fabbricanti cercano di raggiungere un compromesso tra opposte esigenze: lunga stabilità, breve tempo di manipolazione, ottime proprietà fisiche.

Modalità di impiego. È molto importante un'attiva e corretta miscelazione della pasta col catalizzatore, essendo breve il tempo di miscelazione (45 secondi circa) e contenuto il tempo di lavorazione (3-4 minuti). Il materiale di prima impronta, oltre ad essere miscelato con le dita è bene che venga ripetutamente schiacciato sul palmo della mano per favorire una più intensa e valida miscelazione. Il tempo di reazione è direttamente proporzionale alla temperatura ambiente, per cui è bene, in ambiente molto caldo e/o d'estate, usare una piastra di vetro prelevata dal frigorifero. Il materiale di seconda impronta o di perfezionamento è bene che sia

deposto, in presenza di temperature calde, su una piastra di vetro raffreddata, posizionata sopra la scala dosimetrica della casa produttrice, al fine di eseguire corretti dosaggi tra pasta di seconda impronta e catalizzatore.

Vantaggi e svantaggi. Tra gli indiscussi **vantaggi** vi è la capacità del materiale di superare agevolmente i forti sottosquadri, senza subire deformazioni permanenti di entità significativa, anche se ciò compensa solo parzialmente il difetto della ragguardevole variazione dimensionale per effetto della contrazione da polimerizzazione. Tra gli altri vantaggi non vanno dimenticati l'economicità di questi materiali soprattutto se comparati ai costi dei siliconi per addizione.

La loro versatilità è realmente notevole: possono essere impiegati senza problemi in protesi fissa, nella protesi mobile e combinata, ricorrendo sia alla tecnica della doppia impronta che all'impronta singola, con portaimpronta individuale o standard. La notevolissima memoria elastica, consente al materiale di ripristinare la forma acquisita durante il rilievo dell'impronta, neutralizzando gli stress e le deformazioni che si verificano durante la rimozione del portaimpronta stesso; presentano inoltre una resistenza allo strappo piuttosto marcata. Non va dimenticato che essendo materiali idrofobi non subiscono il fenomeno della sineresi né dell'imbibizione, inoltre la stabilità dimensionale non viene influenzata dall'umidità dell'ambiente. Tra gli **svantaggi** vi è invece quello di possedere una stabilità dimensionale inferiore a quella dei siliconi per addizione: la contrazione dimensionale da polimerizzazione dovuta alla liberazione di una molecola di alcol (sottoprodotto di condensazione) è direttamente proporzionale alla concentrazione dei reagenti, dunque è minima nella consistenza heavy e massima nella light. Nel putty, invece, la contrazione da polimerizzazione è la più contenuta in assoluto, ma essendo la variazione dimensionale anche proporzionale alla massa, la contrazione che ne risulta è complessivamente maggiore di quella che si verifica per le altre consistenze. C'è la mancanza di adesività, per cui bisogna utilizzare appositi adesivi per i portaimpronta non forniti di ritenzione. L'idrofobia determina quelle condizioni per cui, ove esistano tracce di saliva o di sangue, la riproduzione dei dettagli non sarà fedelissima (si notano pertanto sull'impronta dei vuoti o delle smussature in corrispondenza dei margini di finitura); se tuttavia si opera in un campo asciutto e senza san-

PASTA BASE	PASTA REAGENTE
<ul style="list-style-type: none"> › Polimero siliconico a basso P.M. (polimetilsilossano), in cui qualche metile è sostituito da un idrogeno › Eccipienti inorganici › Riempitivi › Coloranti 	<ul style="list-style-type: none"> › Polimero siliconico a basso P.M. con gruppi terminali vinilici (-CH=CH) › Sale dell'acido cloro platinico quale catalizzatore › Riempitivi › Coloranti

TAB. 8 Composizione base di un silicone a reazione per addizione.

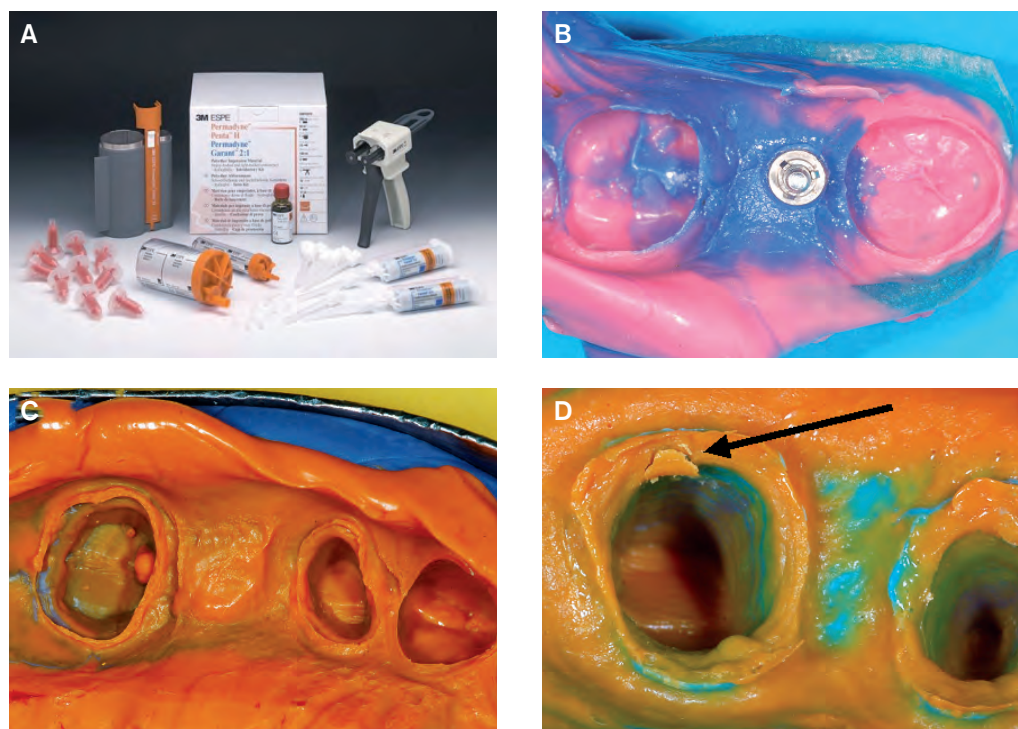
guinamento e si cola l'impronta senza attendere più di 15/20 minuti, la riproduzione dei dettagli è fedelissima. Altri aspetti svantaggiosi di questi materiali sono di macchiare indelebilmente i tessuti e dare origine a possibili reazioni allergiche, specialmente per le mani dell'operatore, ragion per cui la miscelazione va effettuata indossando guanti in lattice di protezione. Rarissime reazioni allergiche sono state osservate anche per i tessuti parodontali a distanza di qualche tempo, specie in presenza di tasche.

Siliconi a reazione per addizione (polivinilsilossani)

Generalità. All'inizio degli anni ottanta vennero concepiti dei materiali per impronta denominati *polivinilsilossani* o *siliconi di seconda generazione* che, dopo i polieteri a polimerizzazione chimica, sono ancora oggi i più recenti elastomeri di sintesi. La tecnica d'impronta è sovrapponibile a quella usata per i siliconi per condensazione ed i prodotti presenti in commercio sono rappresentati da: materiali di prima impronta o di base, a viscosità molto alta, sotto forma di una pasta denominata "putty", contenuta in due barattoli, uno con la pasta base e l'altro con il catalizzatore; materiali di seconda impronta o perfezionamento, sotto forma di

pasta in tubetti per la miscelazione manuale o di doppie cartucce per la miscelazione automatica, a viscosità media e bassa (tab. 8).

La manipolazione dei polivinilsilossani è molto agevole; in più, negli ultimi anni, l'industria si è orientata verso soluzioni più ergonomiche come le *cartucce automiscelanti* (azionate manualmente da un dispenser "a pistola") e i *sistemi di miscelazione automatica* (azionate elettricamente) (fig. 11A) che determinano una miscela omogenea, perfettamente proporzionata e priva di bolle, con una rapidità di riempimento del portaimpronta che si traduce, per l'odontoiatra, in una maggiore disponibilità di tempo. Generalmente il tempo di lavoro oscilla tra i 2 e i 4 minuti, mentre il tempo di presa è contenuto in un range di 3-7 minuti: la limitatezza di questi tempi è da attribuirsi al fatto che questi materiali vengono utilizzati specificamente per la protesi fissa tradizionale (fig. 11C) o nella rilevazione di impronte per la protesi su impianti (fig. 11B), per cui non sono richieste manovre di funzionalizzazione, ma rapidità e precisione dei dettagli. Il **recupero elastico** è il migliore tra tutti gli elastomeri (99,8%) unitamente alla straordinaria **stabilità dimensionale**, motivo per cui è consentita la duplicazione del modello con la stessa impronta.



FIGG. 11

A: polivinilsilossano: sistemi a cartuccia per miscelazione automatica per macchinari automiscelanti e "a pistola". B: impronta in polivinilsilossano per protesi su impianti. C: impronta in polivinilsilossano per protesi fissa tradizionale: sono riconoscibili la base in putty (colore blu) e il materiale light (colore arancione). D: zona di lacerazione in corrispondenza del moncone dell'incisivo centrale a carico della seconda pasta in un'impronta in polivinilsilossano.

La variazione dimensionale che, seppur piccolissima, si verifica è dovuta essenzialmente alla *contrazione termica*, giacché non si verifica una contrazione chimica al momento della reazione di polimerizzazione. Questo materiale possiede un'elevata riproduzione dei dettagli grazie alla *fluidità ed alla tissotropia* (cioè la capacità di aumentare la fluidità quando sottoposti ad una sollecitazione meccanica di tipo pressorio), per cui esercitando una maggior pressione nel rilevamento dell'impronta, si consente al materiale di penetrare nelle anfrattuosità di difficile registrazione. Come i siliconi che polimerizzano per condensazione, anche i siliconi per addizione sono fortemente *idrofobi* ed è pertanto opportuno assicurarsi che durante il rilevamento di un'impronta non siano presenti accumuli di saliva né sangue, che provocherebbero irregolarità di superficie. La ricerca degli ultimi anni si è affannata a trovare una formulazione che potesse migliorare le già ottime caratteristiche dei polivinilsilossani. Si è cercato, cioè, di ottenere dei prodotti *idrocompatibili* che possedessero una *bassa tensione superficiale*, distendendosi meglio sulle superfici da improntare, fornendo quindi una maggiore riproduzione dei dettagli. Alcuni prodotti, attualmente in commercio presentano la caratteristica di avere un'iniziale *attivazione superficiale o tensioattività*: questi prodotti sviluppano pertanto al momento della presa un contatto ottimale con i tessuti, seppur umidi, assicurando un'altissima precisione nella riproduzione dei dettagli. Partendo dal concetto che nel solco crevicolare c'è sempre umidità, le capacità di replica sono state migliorate con l'aggiunta di *surfattanti*, i quali però ne aumentano la *bagnabilità* non l'idrofilia. Infatti la bagnabilità da un punto di vista clinico può interpretarsi come la proprietà di un prodotto di mantenere un intimo contatto con le superfici delle preparazioni e successivamente di essere bagnato da parte del materiale destinato allo sviluppo del modello, in modo da riprodurre fedelmente anche

le più piccole strutture anatomiche. Recentemente sono state introdotte sul mercato sostanze che migliorano ulteriormente la bagnabilità dei materiali da impronta: si tratta di prodotti disponibili sotto forma liquida che vengono spennellati sulle superfici dei denti che richiedono i dettagli migliori. Tali sostanze, composte da polietilenglicole (PEG), nonilfenolo ed alcol, sono in grado di ridurre l'angolo di contatto dei siliconi sui substrati da rilevare garantendo dettagli ottimali sia sopra che sotto gengiva e risultando particolarmente utili nel rilevare strutture di ritenzione secondaria come box e coulisse.

Chimica dei siliconi per addizione. Questi siliconi si differenziano da quelli a polimerizzazione per condensazione perché il processo di vulcanizzazione (fig. 12), che conduce alla formazione del polimero, avviene **per addizione**. Tale processo si verifica per cross-link tra i *gruppi vinilici* del polimero ed i *gruppi silanici* attivati da un catalizzatore ai *sali di platino* (acido cloroplatinico). Dalla reazione non residuano sottoprodotti volatili (al contrario della polimerizzazione per condensazione da cui residuano appunto molecole di alcol), per cui la stabilità dimensionale di questi materiali è di gran lunga superiore a quella dei siliconi per condensazione e dei polisolfuri.

Modalità d'impiego. Il **putty** (*materiale di prima impronta o di base*) deve essere ben manipolato con le dita e schiacciato sul palmo delle mani, fin quando la pasta base e la pasta reagente non saranno miscelate in maniera omogenea: in questa fase il processo di polimerizzazione può essere alterato dalla presenza del lattice dei guanti di gomma, per cui è buona norma utilizzare guanti di altro materiale o miscelare i componenti a mani nude e poi lavarle accuratamente per evitare reazioni allergiche. Dopo aver preso la prima impronta con il putty si procede alla miscelazione del **light** (*materiale di seconda impronta o di perfezionamento*), miscelando le due paste (pasta base e pasta reagente) avvalendosi dei sistemi di automiscelazione

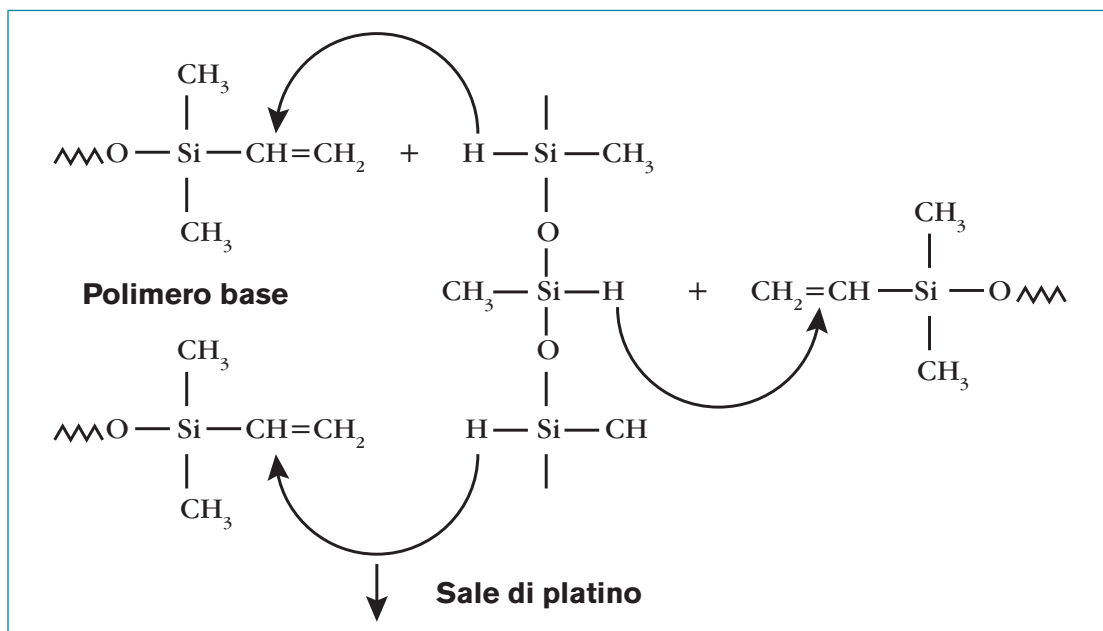


FIG. 12
Processo di vulcanizzazione nei polivinilsilossani.

disponibili in commercio dei quali abbiamo già parlato. **Vantaggi e svantaggi.** Tra i **vantaggi** di questi materiali, il principale è dato dall'eccellente stabilità dimensionale, con retrazione dello 0,05% dopo 72 ore; sono materiali versatili, comodamente utilizzati in protesi fissa, mobile e combinata, sia con portaimpronta individuali che standard, hanno notevole memoria elastica, di due volte superiore rispetto a quella degli altri materiali, ed una resistenza alla deformazione quattro volte superiore rispetto ai siliconi per condensazione. Gli **svantaggi** sono rappresentati invece dal costo sostenuto, dalla mancanza di adesività, per cui necessitano di portaimpronta forati o di adesivi. L'eccessiva durezza può comportare, in presenza di marcati sottosquadri, la lacerazione dell'impronta (fig. 11C): la scarsa flessibilità fa sì che sia necessario uno sforzo maggiore nella rimozione dell'impronta in presenza di sottosquadri: questo spiega perché taluni clinici preventivano la possibilità di dover prendere più di una volta la stessa impronta.

9.4.3 Materiali da impronta termoplastici

I materiali che sono descritti in questo paragrafo potrebbero forse essere inseriti nella categoria dei materiali da impronta rigidi possedendo essi stessi caratteristiche di durezza dopo la reazione di raffreddamento. Nella realtà, a nostro avviso, è proprio la caratteristica della plasticità che permette di ottenere la dinamicità e la funzionalità che li differenziano dai gessi, dalle resine e dai cementi.

9.4.3.1 Paste termoplastiche

Generalità. Le paste termoplastiche sono formate da miscugli di resine naturali, resine sintetiche, cere, riempitivi, plastificanti e coloranti. La loro caratteristica principale è che rammolliscono quando vengono riscaldate (40-70°C) e tornano rigide una volta che vengono raffreddate. Questi preparati sono stati uno dei primi materiali da impronta disponibili sul mercato, vengono confezionati sotto forma di bastoncini di colore vario (verde, grigio e rosso) a seconda della temperatura di fusione. Per loro natura hanno una bassa conduttività termica, possiedono una elevata viscosità, un elevato coefficiente di dilatazione termica e subiscono una notevole contrazione durante il raffreddamento pari allo 0,3%.

L'utilizzo clinico deve tenere presente che, essendo materiali privi di elasticità, non sono idonei a rilevare impronte di zone che presentano sottosquadri. Vengono ancora frequentemente utilizzate per la modellazione e l'allungamento dei bordi dei portaimpronta individuali (fig. 2B); più raramente possono essere usate per eseguire impronte di controllo in cavità per intarsio (rilevazione di sottosquadri) o per realizzare impronte di singoli denti impiegando come portaimpronta un cilindretto di rame appositamente adattato al moncone (*tecnica dell'anellino di rame*).

9.4.3.2 Cere da impronta

Generalità. Le cere in generale sono costituite da sostanze amorfe e da sostanze cristalline e possono essere di derivazione **animale** (cera d'api), **vegetale** (cera di palma, cera di conifere) e **minerale** (cera di petrolio, cera di paraffina) oppure possono essere sintetiche, cioè derivate da idrocarburi, esteri di glicoli, da alcoli alifatici. La proprietà principale risiede nella capacità di ammorbidirsi con il calore e ciò, come per le paste termoplastiche, richiede un po' di tempo a causa della loro bassa conduttività termica. Posseggono inoltre un elevato coefficiente di dilatazione termica con relative espansioni e contrazioni di notevole entità; possono diventare fluide e sono al tempo stesso fragili, come le paste termoplastiche possiedono elevata viscosità.

L'utilizzo clinico principale risiede nella registrazione delle relazioni interdentali, le quali vengono impiegate successivamente per montare i modelli negli articolatori al fine di eseguire protesi fisse o di montare denti preformati su protesi rimovibili. Nel primo caso si utilizzano fogli di consistenza più o meno dura che possono contenere particelle metalliche di alluminio o rame, nel secondo caso sono dei blocchetti di forma rettangolare che permettono di registrare la dimensione verticale (*masticoni*).

Alcuni clinici, soprattutto in epoca passata, suggerivano di utilizzare le cere per la rilevazione di impronte secondarie funzionali in particolari aree edentule. Il materiale in questo caso viene ammorbidito in un bagno d'acqua a controllo termostatico ed applicata alla base di una protesi rimovibile per registrare l'impronta della mucosa in uno stato funzionale. Altri utilizzi possono essere il bordaggio correttivo di portaimpronta standard, la creazione di punti di arresto in alcune impronte con

TIPO DI MATERIALE	METODO DI DISINFEZIONE	DISINFETTANTI
Alginati idrocolloidi reversibili	Nebulizzazione o immersione rapida (10") e risciacquo dopo 30'	Composti del cloro 0,5-1%
Siliconi polisolfuri	Immersione per 30"	Composti del cloro 0,5-1% glutaraldeide al 2%
Polieteri	Nebulizzazione o immersione rapida per 10"	Composti del cloro 0,5-1%

TAB. 9 Metodiche di disinfezione dei materiali da impronta.

idrocolloidi e la rilevazione di precontatti occlusali sui manufatti protesici (*occlusal indicator*).

Compatibilità dei materiali da impronta con i materiali per colare i modelli

La stretta relazione ed interazione tra i materiali da impronta e quelli da colature (gessi, resine epossidiche) richiede una perfetta compatibilità tra i due materiali che verranno in intimo contatto all'atto della colatura del modello. Per prima cosa si richiede al materiale da impronta di "resistere" dimensionalmente alla contrazione ed in seguito all'espansione che avvengono durante l'indurimento del gesso nonché alle reazioni esotermiche delle resine. È chiaro che la presenza di impurità o di alcune sostanze chimiche dei materiali d'impronta possono interagire con i componenti dei materiali da colatura: ad esempio residui di solfato di potassio negli idrocolloidi reversibili possono causare alterazione alla superficie del modello. In realtà tutti i materiali elastomeri presentano un'ottima compatibilità con i materiali da colatura e non influiscono sulla reazione d'indurimento, tuttavia saliva, muco e tracce di sangue possono legarsi più o meno saldamente al materiale da impronta provocando alterazioni ed interazioni con alcune componenti del materiale da colatura che risulterà poroso o farinoso e dunque meno fedele e più fragile. La qualità del dettaglio, tuttavia, dipende anche dalla bagnabilità del materiale per impronta e tale caratteristica è più presente nei materiali come i siliconi per addizione idrocompatibili o nei poliesteri rispetto ai siliconi per addizione tradizionali, ai siliconi per condensazione e ai polisolfuri. Secondo alcuni Autori un ulteriore miglioramento della bagnabilità viene apportato dall'immersione delle impronte, registrate con polivinilsilossani, in soluzioni disinfettanti a base di glutaraldeide acida. Tale disinfettante ha infatti la capacità di abbassare ulteriormente la tensione superficiale del materiale polimerizzato, con conseguente migliore penetrazione della miscela acqua-gesso nei particolari dell'impronta. In generale, dopo abbondante risciacquo sotto getto d'acqua fresca, per allontanare i residui organici, è sempre buona norma disinfettare l'impronta, per ridurre al minimo i pericoli di trasmissione delle malattie infettive dall'ambulatorio odontoiatrico al laboratorio odontotecnico. Le sostanze più impiegate per la disinfezione sono: l'ipoclorito di sodio in forma concentrata e stabile al 5%, dotato di alta attività disinfettante, di un ampio spettro antimicrobico, di un'azione rapida, di un costo contenuto e di una bassa tossicità, i *composti di ammonio quaternario* con tensioattivi, i quali essendo irritanti per la pelle, gli occhi e le mucose non possono essere utilizzabili in forma spray; i preparati composti da etanolo 42%, glicosale 0,15%, cloruro di dimetil ammonio 0,04% ed acqua che possiedono attività battericida, tubercolicida, fungicida e virucida. Per quanto riguarda la compatibilità tra materiale da impronta e disinfettante, la tabella 9 riassume le metodologie di disinfezione indicate dall'American Dental Association.

APPROFONDIMENTO

Gessi dentali

Generalmente, quando ci si riferisce al gesso, si intende il minerale composto da solfato di calcio diidrato, $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, conosciuto ormai da secoli. Le più antiche tracce di gesso risalgono a 9000 anni fa, e furono trovate in Anatolia ed in Siria; 5000 anni fa gli Egiziani cuocevano il gesso in forni all'aria aperta, lo riducevano in polvere e poi vi aggiungevano acqua per assemblare i blocchi necessari alla costruzione di monumenti, come la piramide di Cheope. Anche i Greci lo conoscevano, e lo utilizzavano nella costruzione dei templi. Il gesso naturale è anche conosciuto come Gesso di Parigi, per il fatto che nel 1700 questa città fu considerata la capitale del gesso, per due motivi: grazie alla presenza di un grande giacimento presente in Montmartre, e perché il re di Francia, in seguito all'incendio di Londra che distrusse la città nel 1666, in misura preventiva, fece ricoprire di gesso le pareti esterne di legno delle case parigine rendendole così ignifughe. Il gesso è una roccia sedimentaria abbastanza diffusa, localizzabile in giacimenti a cielo aperto, formatasi dalla precipitazione del solfato di calcio dall'acqua di mare; spesso il gesso è associato ad altri depositi salini come l'anidrite, il salgemma, calcari e scisti. Il gesso si trova in tutte le parti del mondo ma i giacimenti più produttivi sono in Francia, Svizzera, Stati Uniti e Messico. Per quanto riguarda il nostro paese, minerali di gesso si trovano in Toscana, Sicilia ed Emilia-Romagna. Al gesso naturale comunemente inteso, se ne aggiunge un altro ottenuto industrialmente, come sottoprodotto in un metodo per la preparazione dell'acido fosforico: la roccia fosfatica, composta principalmente da fosfato tricalcico, è trattata con acido solforico così da produrre acido fosforico e gesso. Quest'ultimo è quindi compattato in blocchi e utilizzato in edilizia per la costruzione di pareti non portanti. Il 28 ottobre 2008, due minatori alla ricerca di un filone aurifero situato a circa 300 m di profondità sotto la montagna Naica (si trova nel deserto del Chihuahua in Messico), hanno scoperto la Cappella Sistina dei cristalli: una miniera piena di cristalli (finora ne sono stati contati 170) lunghi fino a 10 m e pesanti anche 55 tonnellate. Questi cristalli sono formati da acqua freatica saturata in solfato di calcio. Il gruppo internazionale di ricercatori, team La Venta, che coinvolge 8 tra le maggiori università del mondo, e coordinato da Paolo Forti, dell'università di Bologna ritiene che i macrocristalli di gesso si siano formati in condizioni idrotermali, quando i fluidi termali profondi, ricchi di solfuri sono venuti a contatto con acque esterne più fredde; difatti il monte Naica si trova su una faglia geologica e il magma terrestre dista appena un paio di chilometri sotto la miniera (a tale profondità la temperatura si aggira intorno ai 50°C e l'umidità raggiunge il 100%).

In ambito odontoiatrico, dal 1850, sia da parte del dentista che dell'odontotecnico, viene usata la polvere di gesso emidrato; di questa vengono sfruttate le capacità di riacquistare l'acqua di cristallizzazione, la quale, durante il processo di presa, trasforma le polveri in prodotti stabili e duraturi. Questi materiali sono coperti dalla norma ISO n. 6873

Il gesso viene usato generalmente per:

- › sviluppo di impronte;
- › rilevazione di impronte in arcate edentule;
- › negativi per la costruzione delle protesi;
- › fusione a cera persa;
- › costruzione e montaggio di modelli negli articolatori;
- › legante nei rivestimenti per saldature e fusioni.

Il gesso da impronta deve:

- › essere facilmente manipolabile;
- › avere una giusta fluidità per adattarsi a tutti gli anfratti dell'impronta al momento della colatura: non deve formare bolle;
- › avere precisione di calco e stabilità dimensionale dopo l'indurimento;
- › una volta secco, essere sufficientemente duro e non deformabile;
- › avere bassa porosità;
- › essere compatibile con i successivi materiali con cui verrà a contatto, buona bagnabilità.

Dato che vi è un ampio campo di applicazione del gesso, è necessario che questo sia un materiale versatile alle opportune modalità d'impiego, cosa resa possibile dal fatto che le sue proprietà possono essere modificate durante il processo di produzione. A disposizione dell'odontotecnico e del medico ci sono 5 tipi di polveri di gesso, e precisamente:

- › I generazione;
- › II generazione;
- › III generazione;
- › IV generazione;
- › V generazione.

Tutte e 5 le tipologie di gesso vengono prodotte attraverso la calcinazione, un processo chimico (noto fin dai tempi dell'alchimia) attraverso cui il materiale viene portato a una temperatura elevata ma più bassa del punto di fusione, in modo da eliminare tutti i componenti volatili. Per la preparazione delle polveri di gesso

odontoiatriche vengono usati due tipi di calcinazione: quella a secco e quella in umido. Prima di addentrarci nella calcinazione, è opportuno analizzare le trasformazioni chimiche che il gesso subisce quando sottoposto a riscaldamento. In un range di temperatura che va dai 20°C ai 700°C, il solfato di calcio diidrato va incontro a tre trasformazioni in cui la composizione chimica rimane la stessa, ma vi è differenza nelle particelle che costituiscono le polveri.

Le diverse strutture microscopiche del CaSO_4 , per una completa e ottimale reidratazione, necessitano di quantità d'acqua diverse. Le proporzioni tra acqua e polvere sono indicate nel foglietto illustrativo fornito dalle case produttrici. Come si nota, il solfato di calcio emidrato si ottiene dalla calcinazione del gesso naturale ad una temperatura che va da 45°C a 90°C, tuttavia la reazione di conversione dura circa 12 ore. Pertanto nella produzione commerciale si usano temperature più alte (120-180°C) per tempi più brevi. La fase metastabile che si ottiene a queste temperature inizialmente è un'anidrite solubile in acqua (struttura cristallina esagonale). Pertanto con il raffreddamento successivo alla calcinazione a secco e l'esposizione all'umidità ambientale l'anidrite si ritrasforma in solfato di calcio emidrato.

Dalla calcinazione a secco vengono prodotti i gessi di I e II generazione. Inizialmente il blocco di gesso viene tritato, dopodiché riscaldato in contenitori rotanti ad una temperatura compresa tra 120°C e 180°C; in assenza d'acqua i cristalli non possono essere riorganizzati; le particelle di polvere mantengono la forma originale irregolare del gesso di partenza. Tuttavia la perdita d'acqua con la calcinazione a secco lascia dei canali vuoti all'interno delle particelle. Il risultato è un materiale con bassa densità, poco compatto, e con aumento della area totale di superficie; ma, maggiore è la superficie totale delle particelle, maggiore dovrà essere anche la quantità d'acqua necessaria perché avvenga la reazione e, all'aumentare della quantità d'acqua utilizzata, più poroso (quindi meno duro e resistente) sarà il prodotto finale.

Di norma, le polveri di I generazione vengono utilizzate per la rilevazione delle impronte nella bocca di pazienti edentuli (pazienti edentuli perché la presenza di eventuali sottosquadri renderebbe assai difficile la rimozione del gesso dalla bocca); mentre le polveri di II generazione sono impiegate nella costruzione di modelli di

$\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	40°C-45°C	→	↑ ↓	$\text{CaSO}_4 \cdot 0,5\text{H}_2\text{O}$ (+ acqua) Solfato di calcio emidrato a struttura monoclina
	90°C-100°C Fase Metastabile		↓	$\gamma\text{-CaSO}_4$ (+ 0,05% di acqua all'interno) Solfato di calcio a struttura esagonale
	300°C-400°C Fase Stabile			$\beta\text{-CaSO}_4$ Solfato di calcio a struttura ortorombica (anidrite insolubile)

METASTABILE. È un concetto scientifico generale che descrive uno stato di equilibrio delicato (metastabile) che si mantiene stabile nel tempo, fintanto che non viene fornita una minima quantità di energia sufficiente a modificare la condizione di stabilità portando il sistema ad un'altra condizione di equilibrio più stabile, anche se ad un più basso grado energetico. Ad esempio la neve su un pendio ripido è in equilibrio metastabile. Basta il passaggio di uno sciatore per causare il crollo di enormi quantità di neve che si ristabilizzano a valle (fenomeno delle valanghe).

studio e nel montaggio di modelli negli articolatori. Dalla calcinazione in umido vengono prodotti i gessi di III, IV, e V generazione. La calcinazione avviene in presenza d'acqua con un passaggio in soluzione del solfato di calcio che ricristallizza come gesso anidro in cristalli prismatici esagonali; una volta raffreddati ed esposti all'atmosfera, si ripresenta la forma emidrata con ritorno alla struttura atomica monoclinica che non è però accompagnata da un cambiamento di forma macroscopica dei cristalli. La polvere finale ottenuta è quindi pseudomorfica in quanto presenta la struttura cristallina monoclinica dell'emidrato, mantenendo però la forma cristallina macroscopica esagonale del solfato di calcio anidro molto più compatto. Ad esempio, l'isotipo di III generazione è ottenuto riscaldando a vapore un blocco di gesso alla pressione di 117 kPa, a 123°C per circa 7 ore, dopodiché viene seccato ad una temperatura di 100 °C ed infine tritato. In conclusione le polveri emidrate prodotte per la calcinazione in umido, oltre ad essere più lisce e regolari, hanno una densità superiore e un'area di superficie relativa minore rispetto alle polveri di I e II generazione, richiedendo così meno acqua per la recristallizzazione e risultando meno porosi, più duri e resistenti delle polveri prodotte per calcinazione a secco.

Forma/struttura cristallina

La forma cristallina indica la geometria esterna con cui si presenta il cristallo in natura, mentre la struttura cristallina denota la regolare disposizione tridimensionale degli atomi all'interno del cristallo.

Tra le più comuni forme cristalline evidenziamo le seguenti.

- **Selenite.** Molto spesso trasparente e incolore; se i cristalli di selenite mostrano traslucenza, opacità e/o colore, questo è dovuto alla presenza di altri minerali (tra cui la drusa)
- **Satin Spar.** Molto spesso setosa, fibrosa e traslucida (perlata, latte) – può mostrare alcune colorazioni;
- **Rosa del Deserto.** Forma a coccarda che presenta sulla superficie esterna una drusa di sabbia colorata (in tutti i colori con cui si può presentare la sabbia);
- **Fiori di Gesso.** Forma a coccarda con zaffi superficiali, la differenza tra la rosa del deserto e i fiori di gesso sta nel fatto che mentre la prima ha una forma molto simile ad una rosa, i secondi possono presentare una miriade di forme differenti.

Esistono invece almeno 32 strutture cristalline, tra cui ricordiamo: la cubica, la romboedrica, la tetragonale, l'esagonale, la monoclinica, la rombica e la triclina.

Generalmente le polveri di III generazione vengono impiegate per la costruzione di modelli per protesi totali e parziali rimovibili, e per la preparazione di modelli di studio ortodontici.

Le polveri di IV generazione sono usate per la costruzione di modelli per protesi fisse.

Invece, le polveri di gesso di V generazione sono impie-

gate nella tecnica della fusione a cera persa.

Alle polveri prodotte vengono aggiunti additivi con lo scopo di regolare il tempo di presa secondo i valori adatti per i particolari impieghi e per controllare il cambiamento dimensionale che accompagna la presa. Ad esempio, il Tartrato di Potassio e Sodio (Sale di Rochelle, impiegato anche nell'industria alimentare come agente lievitante) in basse concentrazioni ha un potere accelerante, perché gli ioni tartrato precipitano con il calcio formando tartrato di calcio, mentre gli ioni potassio precipitano con gli ioni solfato formando solfato di potassio. Il risultato è un aumento della solubilità del gesso emidrato; anche la presenza di cristalli di solfato di calcio biidrato nella soluzione accelera il processo di idratazione e inoltre cambia la morfologia dei cristalli che diventano più corti e spessi, riducendo così il legame intercristallino. Combe e Smith dimostrarono che additivi di natura solforosa incrementano la durezza e la resistenza delle polveri di III, IV e V generazione, dato che riducono la richiesta di acqua per la recristallizzazione. Ritardanti sono l'acido acetico, gli acidi carbossilici (posticipano i processi di cristallizzazione e di indurimento) e gli acetati di calcio e potassio. Hill e Plank, studiando la crescita dei cristalli di gesso in presenza di acido tartarico e citrico in alte concentrazioni, notarono che entrambi gli acidi la ritardano perché, a mano a mano che l'acqua viene utilizzata, tali sali precipitano ed inquinano i nuclei di accrescimento dei cristalli di gesso. Boisvert et al. osservarono, invece, che l'utilizzo di poliacrilato di sodio rallenta la crescita dei cristalli. I residui di sangue e saliva possono anch'essi fungere da ritardanti oltre a rendere imprecisi i particolari morfologici; è perciò opportuno lavare accuratamente le impronte e asciugarle con un getto d'aria. La compensazione dell'espansione dimensionale durante il processo di presa è raggiunta attraverso l'aggiunta di solfato di potassio. Ridge e Boell hanno riportato gli effetti dell'uso sinergico della gomma arabica e dell'ossido di calcio: questi additivi riducono la richiesta d'acqua, aumentano il modulo di rottura e riducono l'espansione di presa dei gessi. Ad esempio, con 0,1 e 0,2 g di ossido di calcio e 0,5-2,0 g di gomma arabica aggiunta a 100g di polvere di III generazione, è stata raggiunta un percentuale ΔP di 0,23-0,25, rispetto alla 0,30 delle polveri non modificate. Inoltre, la preparazione delle polveri di IV generazione prevede l'uso di modificatori della forma cristallina macroscopica, ottenendo così cristalli più corti e spessi.

Esempi

- Densite, prodotta bollendo il blocco di gesso in una soluzione al 30% di cloruro di calcio.
- Crystacal, prodotto con l'aggiunta, tra le polveri, di 1% di sodio succinato.

Le polveri di V generazione, di norma vengono impiegate per la costruzione di modelli refrattari utilizzati nella tecnica della fusione a cera persa. Hanno una per-

centuale di espansione variabile, modulata con l'uso di additivi (borace) in base alla lega di fusione utilizzata: bilanciando l'espansione del gesso e la contrazione della lega in fase di raffreddamento si ottengono fusioni metalliche estremamente precise.

Brevemente, la tecnica della cera persa, prevede la modellazione del manufatto in cera (un ponte, una corona, un intarsio eccetera), il quale viene posizionato all'interno di un cilindro cavo, che verrà riempito di gesso. Dopo la reazione di presa del gesso, in seguito a riscaldamento, la cera evapora, lasciando uno spazio nel quale verrà colata la lega fusa che s'intende utilizzare per la produzione del manufatto protesico. Naturalmente, per permettere ciò, il modello in cera non deve essere completamente sommerso dal gesso, ma deve presentare un canale, il perno di colata, che permette l'evaporazione della cera e la colatura della lega.

La reazione chimica di presa del gesso è relativamente semplice, ma il susseguirsi delle alterazioni microstrutturali è alquanto complicato. Al contrario della maggior parte dei minerali che quando vengono reidratati formano un liquido o una pasta fluida, il gesso calcinato (emidrato), ha una proprietà insolita: quando viene a contatto con acqua a temperatura ambiente forma fisicamente un materiale rigido.

La polvere di gesso (solfato di calcio emidrato $\text{CaSO}_4 \cdot 0,5 \text{H}_2\text{O}$) viene mescolata con abbastanza acqua da promuovere la reazione, e altra acqua viene aggiunta per assicurarsi che la pastella sia sufficientemente fluida. Le polveri prodotte dai due sistemi di calcinazione differiscono, come già ricordato, nella loro reattività in presenza d'acqua e nella resistenza del prodotto idratato. Infatti, quando è usata una stessa percentuale di A/P (rapporto acqua-polvere), i gessi di III, IV e V generazione presentano una resistenza molto maggiore. Fondamentalmente il processo di presa consiste in una continua dissoluzione in acqua del solfato di calcio emidrato cui segue la precipitazione e la cristallizzazione del solfato di calcio diidrato. Non essendo il processo di calcinazione perfetto, tra i cristalli di solfato di calcio emidrato, ne rimangono alcuni di solfato di calcio diidrato sopravvissuti alla disidratazione; questi, nella reazione di presa, fungono da catalizzatori, formando i nuclei di cristallizzazione attorno ai quali si aggregano le molecole di CaSO_4 , accrescendoli continuamente, e determinando così un aumento dimensionale compreso tra lo 0,1% e lo 0,4% di volume del modello finale rispetto al volume iniziale di acqua e polvere. L'aumento di volume è anche influenzato dalla presenza di porosità all'interno del manufatto, ad esempio, le particelle irregolari, delle polveri di I e II generazione; presentando una energia libera superficiale maggiore, appena entrano in contatto stabiliscono ponti in modo da creare una struttura ricca di vuoti; invece le particelle prodotte per calcinazione umida non solo sono più lisce e regolari, ma presentando un'energia superficiale minore, hanno anche una maggiore capacità di compattamento e la rete di contatti tra le particelle presenta

meno vuoti (i valori che non dovrebbero essere superati durante l'espansione di presa sono indicati nella norma ISO 6873).

Quando la polvere di emidrato è mescolata con l'acqua nelle proporzioni corrette forma un impasto cremoso. Inizialmente la miscela è una sospensione a due fasi di particelle di emidrato (fase dispersa) in una soluzione satura di ioni solfato e calcio (fase disperdente). I cristalli aciculari di gesso biidrato che così si formano, si dispongono in maniera radiata attorno ai nuclei di cristallizzazione formando degli aggregati sferulitici. I nuclei di cristallizzazione possono essere, come già ricordato, delle particelle di gesso distribuite oppure altri additivi. Il progressivo impoverimento di ioni calcio e solfato dalla fase acquosa permette lo scioglimento di altra polvere di $\text{CaSO}_4 \cdot 0,5 \text{H}_2\text{O}$ e quindi di precipitare come cristalli di gesso naturale. La reazione di presa del gesso è quindi il procedimento inverso della prima fase della calcinazione.



La reazione chimica è esotermica (il calore che si genera è dato dall'urto tra i vari cristalli) e termina dopo circa un'ora.

La quantità di acqua necessaria alla fase di presa è differente per la diversa densità della polvere: quelli a più bassa densità (isotipi I e II) hanno un'area di superficie maggiore e quindi necessitano di più acqua rispetto agli isotipi III e IV, che hanno una maggiore densità relativa della polvere e richiedono meno acqua.

GESSO	ACQUA/POLVERE
I	0,6
II	0,5
III	0,3
IV	0,2
V	0,18

Alla reazione di presa sono associati diversi cambiamenti fisici: inizialmente la pastella presenta una fase fluida pseudoplastica in cui il materiale è molto fluido, appare lucido, e scorre facilmente grazie all'uso dei vibratorii per impronte; a questa segue una fase plastica caratterizzata da un aumento della viscosità, da una iniziale diminuzione della lucentezza e a questo stadio il materiale può essere utilizzato direttamente nel cavo orale per la rilevazione di impronte (non è più fluido, ma è lavorabile).

A mano a mano che la reazione di presa procede, si va incontro ad una fase friabile, in cui il gesso appare consistente e opaco per la scomparsa dell'acqua libera, è debole, friabile, caldo e umido al tatto; in questa fase non è più lavorabile; a reazione terminata (tornati al

gesso diidrato), si giunge alla fase dura, caratterizzata dalla stabilità dimensionale del gesso, dal fatto che non scalda più e che può essere fresato.

I sistemi per la valutazione delle varie fasi di indurimento possono essere i seguenti:

- › ago di Vicat, in cui un ago è inserito nel gesso e quando smette di affondare significa che si è arrivati al tempo di indurimento iniziale;
- › ago di Gillmore, che dà sia il tempo di indurimento iniziale sia quello finale;
- › perdita di lucidità superficiale;
- › aumento termico.

Lavorazione

Innanzitutto, occorre scegliere accuratamente quale tipo di polvere utilizzare. Poi è fondamentale rispettare le proporzioni acqua/polvere fornite dall'azienda produttrice. La miscelazione del gesso può avvenire sia manualmente che meccanicamente.

Miscelazione manuale: nell'apposita scodella, si mette prima l'acqua, alla quale viene aggiunta la polvere. Si lascia così riposare per alcuni secondi in modo da permettere un'adeguata bagnabilità della polvere. Dopodiché, con la spatola da gesso, si procede con una miscelazione con moto circolare, fino a quando non si ottiene un miscuglio omogeneo e cremoso.

Con questo metodo è molto facile includere nell'impasto gessoso delle bolle d'aria.

Miscelazione meccanica: per lo spatolamento sono utilizzate delle palette che vengono azionate manualmente mediante una manovella o meccanicamente attraverso un motorino collegato alle pale mediante un piccolo alberino. In questo metodo può essere utilizzato il sottovuoto, utilizzando un tubicino collegato a un aspiratore posto all'apice del motorino; questo metodo è sicuramente il migliore, perché garantisce la totale assenza di bolle d'aria nell'impasto gessoso. Dopodiché si procede alla sua colatura sull'impronta. Per permettere un adattamento ottimale a tutti gli anfratti e, per evitare la formazione di bolle d'aria durante questo processo, è opportuno ricorrere all'uso di vibratori. Terminata la colatura, si lascia riposare il tutto per circa un'ora, per permettere la completa reazione di presa del gesso.

Una volta che il processo è terminato, si estrae il modello dall'impronta e si procede con la rifinitura attraverso l'uso di squadramodelli.

Disinfezione

I gessi sono soggetti ad interazioni con le impronte che derivano dalla bocca del paziente, e che possono contenere contaminanti batterici o virali, motivo per cui è necessario immergerli in soluzioni disinfettanti. Una soluzione al 15% di ipoclorito di sodio uccide tutti i microrganismi dopo 24 ore, mentre l'utilizzo di gluteraldeide o povidone-iodio li uccide entro un'ora.

Conservazione dei modelli e delle polveri di gesso

Dopo la presa del gesso, le dimensioni dei modelli, nelle normali condizioni ambientali di umidità e temperatura, rimangono praticamente costanti; la loro conservazione non richiede quindi particolari attenzioni. Per quel che riguarda le polveri di gesso, è opportuno lasciare il contenitore a tenuta ermetica sempre chiuso per evitare che l'umidità presente nell'aria lo contamini. Infatti, se esposta all'umidità per un tempo prolungato, potrebbe avvenire la formazione di un numero consistente di cristalli di biidrato e in seguito, il processo di presa sarà ritardato perché il cospicuo numero di cristalli di biidrato non consente all'acqua di penetrare con la dovuta rapidità durante la miscelazione.

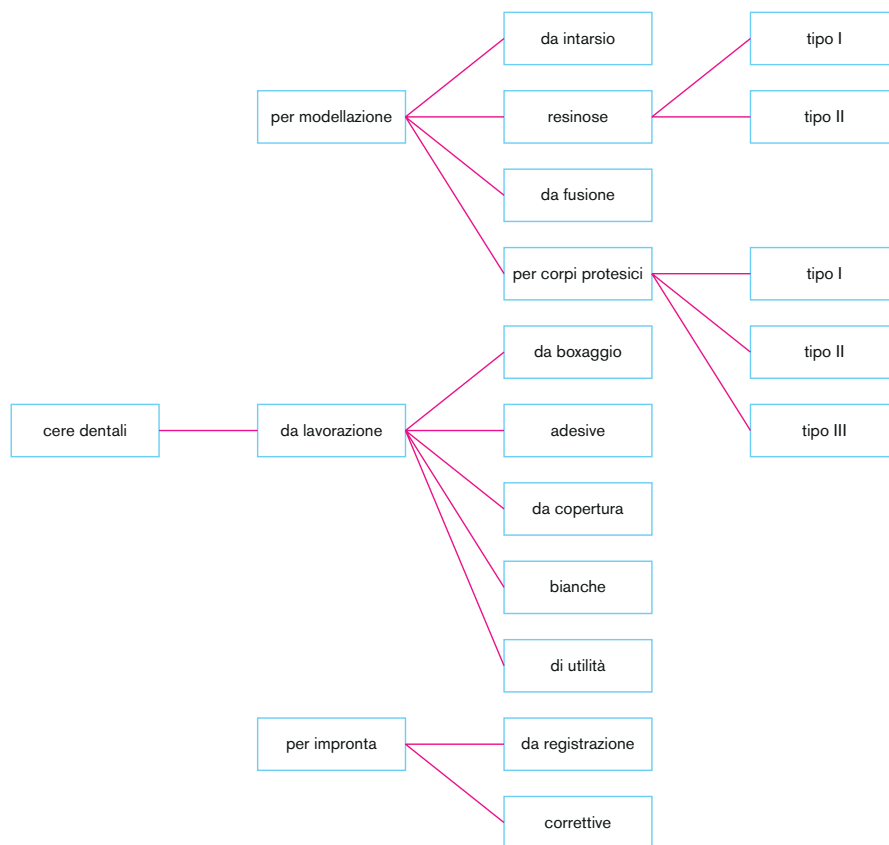
Cere dentali

Le cere usate in odontoiatria sono polimeri organici, derivate da una combinazione di materiali, i cui componenti vengono solitamente divisi in tre gruppi.

- › **Cere naturali**, a cui appartengono le:
 - cere animali come la cera d'api, che è formata da una complessa miscela di esteri (principalmente palmitati mescolati con idrocarburi insaturi e acidi organici). Sono caratterizzate dal fatto di avere una bassa temperatura di fusione, di essere fragili a temperatura ambiente e di acquisire proprietà plastiche se scaldate a 37°C;
 - cere vegetali, ad esempio la carnauba (deriva da una palma ed è formata essenzialmente da esteri a catena dritta, alcoli, acidi ed idrocarburi), la candelilla (che deriva da arbusti messicani), la cera giapponese, la cera di cacao. Si presentano molto rigide, fragili, e con un'elevata temperatura di fusione;
 - cere minerali, come la paraffina (che viene ricavata dal petrolio ed è formata da una miscela di idrocarburi solidi) e la ceresina. Sono caratterizzate dal fatto di avere una forma microcristallina che cambia da una aghiforme ad una lamellare al variare della temperatura.
- › **Cere sintetiche**, tra cui è opportuno ricordare le idrogenate e quelle polietileni a basso peso molecolare.
- › **Additivi**, come resine naturali (sostanze organiche ottenute direttamente come essudati dalle piante), oli, grassi (ad esempio l'acido stearico) e agenti coloranti.

Fondamentalmente sono costituite da questo ampio insieme di sostanze per poter raggiungere delle determinate proprietà in un dato range di temperatura (proprietà regolate dalla norma ISO 1561 e dalla ADA n. 4). In odontoiatria possono essere impiegate per:

- › rilevamento della posizione di intercuspide;
- › registrazione dei movimenti funzionali;
- › modellazione del tavolo occlusale;



SCHEMA 1

- › protezione delle mucose da strutture pungenti (in ortodonzia);
- › preparazione di modelli per fusioni con tecnica a cera persa.

Come analizzato precedentemente, chimicamente sono formate da idrocarburi e dai loro derivati (esteri ed alcoli), sono altamente viscosi e stabili a temperatura ambiente (e quindi del cavo orale); le cui proprietà possono essere riassunte nei seguenti punti.

- › **Temperatura di fusione:** varia da cere “invernali” (40-50°) a “cere estive” (60-70° o più).
- › **Temperatura di rammollimento:** poco al di sotto di quella di fusione, e corrisponde all’inizio del cambiamento strutturale cristallino: fase plasmabile.
- › **Scorrimento viscoso:** subiscono una deformazione lenta e graduale al trascorrere del tempo sotto l’azione di un carico costante, dovuto allo slittamento delle molecole le une sulle altre. La percentuale di fluidità aumenta all’aumentare della temperatura e dello stress a cui sono sottoposte.
- › **Recupero elastico:** le cere hanno un comportamento parzialmente plastico, motivo per cui dopo un’eventuale deformazione, tendono a ritornare alla dimensione iniziale.
- › **Bassa resistenza alla compressione.**
- › **Vaporizzano durante il riscaldamento** (durante la tecnica della fusione a cera persa non rimangono residui).

Le cere, inoltre, hanno una bassa conduttività termica e il più alto coefficiente di espansione termica di qualsiasi altro materiale dentale (ad esempio le cere da intarsio quando riscaldate tra i 25°C e i 37°C, hanno un’espansione termica lineare dello 0,6%).

La loro utilità deriva anche dal fatto che sono economiche, non tossiche, duttili e rapidamente modellabili. Da come si è potuto constatare, ne deriva che sono usate in alcuni tra i maggiori lavori di precisione in ambito odontoiatrico.

Le cere dentali vengono classificate in base al loro campo di utilizzo come indicato nello schema 1.

- › Le cere per modellazione: quelle da intarsi vengono impiegate nella tecnica della fusione a cera persa e sono divise in due categorie: di tipo I che sono più morbide e usate per la tecnica indiretta (i manufatti vengono ricavati dal modello in gesso), mentre quelle di tipo II sono più resistenti e vengono utilizzate direttamente nella bocca del paziente. Le resinose vengono utilizzate per la costruzione di modellati. Le cere da fusione sono impiegate per la costruzione, su modelli refrattari, delle strutture metalliche nelle protesi. Quelle per corpi protesici vengono suddivise in 3 tipi (fondamentalmente in base al diverso punto di fusione) e sono modellate seguendo i solchi gengivali e gli incavi per i denti artificiali.
- › Le cere che si utilizzano nella lavorazione vengono impiegate in laboratorio dall’odontotecnico e sono

utilizzate essenzialmente per collegare momentaneamente varie parti di manufatti protesici, per riempire sottosquadri, per creare stampi, per fare lo zoccolo del modello in gesso e per proteggere le impronte.

- È possibile utilizzare anche le cere durante la rilevazione delle impronte direttamente nella bocca del paziente, ad esempio per individuare i punti di pre-contatto tra le protesi e i tessuti orali.

Bibliografia

- Abdelaziz KM, Combe EC, Hodges JS. The effect of disinfectants on the properties of dental gypsum, part 2: surface properties. *J Prosthodont* 2002;11:234-240.
- Bomberg TJ, Hatch RA, Hoffmann WJ. Impression material thickness in stock and custom trays. *J Prosthet Dent* 1985;54:170-173.
- Bradna P, Cerna D. Impact of water quality on setting of irreversible hydrocolloid impression materials. *J Prosthet Dent* 2006;96:443-448.
- Caputi S, Varvara G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2008;99:274-281.
- Carrotte PV, Johnson A, Winstanley RB. The influence of the impression tray on the accuracy of impressions for crown and bridge work-an investigation and review. *Br Dent J* 1998 12-26;185:580-585.
- Ceyhan JA, Johnson GH, Lepe X. The effect of tray selection, viscosity of impression material, and sequence of pour on the accuracy of dies made from dual-arch impressions. *J Prosthet Dent* 2003;90:143-149.
- Clancy JM, Scandrett FR, Ettinger RL. Long-term dimensional stability of three current elastomers. *J Oral Rehabil* 1983;10:325-333.
- Gelbard S, Aoskar Y, Zalkind M, Stern N. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. *J Prosthet Dent* 1994;71:1-6.
- Gerrow JD, Schneider RL. A comparison of the compatibility of elastomeric impression materials, type IV dental stones, and liquid media. *J Prosthet Dent* 1987;57:292-298.
- Hembree JH Jr., Andrews JT. Accuracy of a polyether impression material. *Ark Dent J* 1976;47:10-11.
- Hutchings ML, Vandewalle KS, Schwartz RS, Charlton DG. Immersion disinfection of irreversible. Hydrocolloid impressions in pH-adjusted sodium hypochlorite. Part 2: Effect on gypsum casts. *Int J Prosthodont* 1996;9:223-229.
- Jagger DC, Vowles RW, McNally L, Davis F, O'Sullivan DJ. The effect of a range of disinfectants on the dimensional accuracy and stability of some impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2007;15:23-28.
- Kandelman D, Meyer JM, Lamontagne P, Nally JN. Etudes comparative de 3 hydrocolloides irréversibles. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1978;88:134-152.
- Kanehira M, Finger WJ, Endo T. Volatilization of components from and water absorption of polyether impressions. *J Dent* 2006;34:134-138.
- Kimoto K, Tanaka K, Toyoda M, Ochiai KT. Indirect latex glove contamination and its inhibitory effect on vinyl polysiloxane polymerization. *J Prosthet Dent* 2005;93:433-438.
- Kotsiomi E, Tziaila A, Hatjivasiliou K. Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection - a literature review. *J Oral Rehabil* 2008;35:291-299.
- Lin CC, Donegan SJ, Dhuru VB. Accuracy of impression materials for complete-arch fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1988;59:288-291.
- Massad JJ, Cagna DR. Vinyl polysiloxane impression material in removable prosthodontics. Part 3: implant and external impressions. *J Okla Dent Assoc* 2009;100:26-32.
- Millstein P, Maya A, Segura C. Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *J Oral Rehabil* 1998;25:645-648.
- Nayyar A, Tomlins CD, Fairhurst CW, Okabe T. Comparison of some properties of polyether and polysulfide materials. *J Prosthet Dent* 1979;42:163-167.
- Negri PL, Eramo S, Lotito M, Facchini SE. I Materiali dentari nella pratica quotidiana. Firenze: Ed. USES; 1995.
- Nichols C, Woelfel JB. Improving reversible hydrocolloid impressions of subgingival areas. *J Prosthet Dent* 1987;57:11-14.
- Omar R, Abdullah MA, Sherfudhin H. Influence on dimensional accuracy of volume of wash material introduced into pre-spaced putty/wash impressions. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2003;11:149-155.
- Peregrina A, Land MF, Wandling C, Johnston WM. The effect of different adhesives on vinyl polysiloxane bond strength to two tray materials. *J Prosthet Dent* 2005;94:209-213.

- Petrie CS, Walker MP, Williams K. A survey of U.S. prosthodontists and dental schools on the current materials and methods for final impressions for complete denture prosthodontics. *J Prosthodont* 2005;14:253-262.
- Spranley TJ, Gettleman L, Zimmerman KL. Acute tissue irritation of polysulfide rubber impression materials. *J Dent Res* 1983;62:548-551.
- Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont* 2002;11:98-108.
- Wöstmann B, Kraft A, Ferger P. Accuracy of impressions attainable in vivo. *J Dent Res* 1998;77:798.
- Wöstmann B, Rehmann P, Balkenhol M. Influence of different retraction techniques on crevicular fluid flow. *Int J Prosthodont*. 2008;21:215-216.
- Wöstmann B, Rehmann P, Trost D, Balkenhol M. Effect of different retraction and impression techniques on the marginal fit of crowns. *J Dent* 2008; 36:508-512.
- Wöstmann B. Accuracy of impressions obtained with the Pentamix automixing system. *J Dent Res* 1997;76:139.
- Zuccari A. Testo atlante di materiali e tecniche di impronta in protesi dentaria amovibile e amovo-inamovibile. Bologna: Ed. Martina; 1994.
- Mahler DB, Asgarzadeh K. The volumetric contraction of dental gypsum materials on setting. *J Dent Res*. 1953 Jun;32(3):354-61.
- Matsuya S, Yamane M. Decomposition of gypsum bonded investments. *J Dent Res*. 1981 Aug;60(8):1418-23.
- Reisbick MH, Johnston WM, Rashid RG. Irreversible hydrocolloid and gypsum interactions. *Int J Prosthodont*. 1997 Jan-Feb;10(1):7-13.
- Sanad ME, Combe EC, Grant AA. The use of additives to improve the mechanical properties of gypsum products. *J Dent Res*. 1982 Jun;61(6):808-10.
- Schwedhelm ER, Lepe X. Fracture strength of type IV and type V die stone as a function of time. *J Prosthet Dent*. 1997 Dec;78(6):554-9.
- Shen C, Mohammed H, Kamar A. Effect of K₂S₀4 and CaSO₄ dihydrate solutions on crystallization and strength of gypsum. *J Dent Res*. 1981 Aug;60(8):1410-7.
- Singh NB, Middendorf B. Calcium sulphate hemihydrate hydration leading to gypsum crystallization. *Progress in Crystal Growth and Characterization of Materials* 2007;53(1): 57-77.
- Sweeney WT, Taylor DF. Dimensional Changes in Dental Stone and Plaster. *J Dent Res* 1950; 29:749.
- Torrance A, Darvell BW. Effect of humidity on calcium sulphate hemihydrate Aust Dent J. 1990 Jun;35(3):230-5.
- Winkler MM, Monaghan P, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Comparison of four techniques for monitoring the setting kinetics of gypsum. *J Prosthet Dent*. 1998 May;79(5):532-6.
- Worner HK. The effect of temperature on the rate of setting of plaster of Paris. *J Dent Res* 1944; 23; 305.

Approfondimento

Gessi dentali

- Abdullah MA. Surface detail, compressive strength, and dimensional accuracy of gypsum casts after repeated immersion in hypochlorite solution. *J Prosthet Dent*. 2006 Jun;95(6):462-8.
- Alsadi S, Combe EC, Cheng YS. Properties of gypsum with the addition of gum Arabic and calcium hydroxide. *J Prosthet Dent*. 1996 Nov;76(5):530-4.
- Blaine S. Accelerating the hydration of calcium sulfate hemihydrate via high energy mixing. *Materials And Structures* 1997 Jul;30(6):362-5.
- Combe EC, Smith DC. Studies on the preparation of calcium sulphate hemihydrate by an autoclave process. *Journal of Applied Chemistry* 1968 Oct ;18(10):307-12.
- Combe EG, Smith DC. The effects of some organic acids and salts on the setting of gypsum plaster. *J. Appl. Chem.*, 1964, 14:544.
- Donnison JA, Chong MP, Docking AR. Retardation of Gypsum Plaster by Calcium Tartrate. *J Dent Res*. 1963 Mar-Apr;42:587-93.
- Duke P, Moore BK, Haug SP, Andres CJ. Study of the physical properties of type IV gypsum, resin-containing, and epoxy die materials. *J Prosthet Dent*. 2000 Apr;83(4):466-73.
- Fairhurst CW. Compressive Properties of Dental Gypsum., *J Dent Res* 1960;39:812.
- Finger W, Jørgensen KD. An improved dental casting investment. *Scand J Dent Res*. 1980 Jun;88(3):278-84.
- Harris PE, Hoyer S, Lindquist TJ, Stanford CM. Alterations of surface hardness with gypsum die hardeners. *J Prosthet Dent*. 2004 Jul;92(1):35-8.
- Ivanovski S, Savage NW, Brockhurst PJ, Bird PS. Disinfection of dental stone casts: antimicrobial effects and physical property alterations. *Dent Mater*. 1995 Jan;11(1):19-23.
- Jørgensen KD, Posner AS. Study of the setting of plaster. *J Dent Res*. 1959 May-Jun;38(3):491-9.
- King BB, Norling BK, Seals R. Gypsum compatibility of antimicrobial alginates after spray disinfection. *J Prosthodont*. 1994 Dec;3(4):219-27.
- Kusner W. Final Expansion of Plaster. *J Dent Res* 1968; 47; 694.
- Lindquist TJ, Stanford CM, Knox E. Influence of surface hardener on gypsum abrasion resistance and water sorption. *J Prosthet Dent*. 2003 Nov;90(5):441-6.
- Luk WK, Darvell BW. Effect of burnout temperature on strength of gypsum-bonded investments. *Dent Mater*. 2003 Sep;19(6):552-7.
- Lyon HW, Dickson G, Schoonover IC. The Mechanism of Hygroscopic Expansion in Dental Casting Investments. *J Dent Res* 1955 Feb;34(1):44-50.

Cere dentali

- Chambers MS, Lemon JC. A simple method to maximize use of sticky wax. *J Prosthet Dent*. 1995 Jan;73(1):106.
- Craig RG, Eick JD, Peyton FA. Properties of Natural Waxes Used in Dentistry. *J Dent Res* 1965; 44(6):1308-16.
- Craig RG, Powers JM, Peyton FA. Thermogravimetric analysis of waxes. *J Dent Res*. 1971 Mar-Apr;50(2):450-4.
- Diwan R, Talic Y, Omar N, Sadig W. Pattern waxes and inaccuracies in fixed and removable partial denture castings. *J Prosthet Dent*. 1997 May;77(5):553-5.
- McMillan LC, Darvell BW. Rheology of dental waxes. *Dent Mater*. 2000 Sep;16(5):337-50.
- Powers JM, Craig RG. Penetration of commercial and dental waxes. *J Dent Res*. 1974 Mar-Apr;53(2):402-9.
- Powers JM, Craig RG. Thermal analysis of dental impression waxes. *J Dent Res*. 1978 Jan;57(1):37-41.

CAPITOLO 10

MATERIALI PER LA TERAPIA PROTESICA

10.1 Resine

10.1.1 Resine sintetiche

10.1.1.1 Storia

L'uso delle materie plastiche a base di resine sotto forma di monomeri risale alla metà del XIX secolo (1846) con la scoperta da parte di Schonbein della Xyloidina, sostanza che presentava la proprietà di bruciare prontamente e con notevole violenza. Nello stesso anno Schonbein scoprì e utilizzò, come esplosivo per le armi da fuoco, il cosiddetto guncotton, composto anch'esso altamente infiammabile a base di nitrato di cellulosa.

Nella metà del 1800 i fratelli Hyatt brevettarono numerosi prodotti su base resinosa fra cui la celluloid.

Nelson Goodyear, nel 1851, scoprì il sistema per conferire rigidità alla gomma e nacque così la vulcanite che trovò un valido impiego per la fabbricazione delle basi delle protesi dentarie rimovibili.

Nel 1871 si ottennero i primi prodotti utilizzabili in campo odontoiatrico al posto della vulcanite, partendo da un miscuglio di celluloid, canfora e coloranti.

Nel 1909 il Dr. Baekeland introdusse in campo dentale una resina derivata dalla condensazione della fenolformaldeide che prese il nome di Bakelite.

Tale resina però non ebbe molto successo in odontoiatria, a causa della trasformazione, dopo permanenza nel cavo orale, del colore iniziale in un grigio scuro tale da renderla antiestetica.

Parallelamente furono introdotte in commercio le resine derivanti dalla reazione della formaldeide con la caseina (galalite) e con altre proteine, le quali hanno avuto scarso impiego nel settore odontoiatrico.

In seguito furono utilizzate resine derivate dall'aceta-

to di cellulosa per la costruzione di placche di base di protesi mobili, che ebbero anch'esse scarso successo, e resine viniliche oggetto di studio e di ricerche fino ai nostri giorni.

Le resine acriliche ottenute dall'etilene attraverso reazioni chimiche furono utilizzate per la prima volta in Italia nel 1943 sotto il nome di Phoenix Italia per la costruzione di ponti e corone e di Palaflex per la realizzazione di protesi mobili; ottennero un grande successo per le loro buone qualità sia in termini di lavorazione sia di funzionalità e durata nel tempo.

10.1.1.2 Generalità

Le moderne resine acriliche hanno avuto successo in campo odontoiatrico per la semplicità ad assumere le pigmentazioni e la trasparenza simili a quelle delle mucose orali e dei denti naturali.

I procedimenti di preparazione di alcune di queste resine, dette sintetiche per distinguerle da quelle di origine naturale, sono per lo più molto complessi, anche se le sostanze di partenza sono molto comuni nel settore chimico.

La principale peculiarità di queste sostanze chimiche è che si formano per polimerizzazione, per cui molecole di sostanze organiche molto semplici contenenti carbonio (monomeri), sotto l'effetto di adatti catalizzatori, si possono legare in catene molto lunghe (polimeri), le quali, intrecciandosi strettamente fra loro, producono una massa finale solida, a volte di aspetto e consistenza vitrea.

Le resine acriliche per uso dentale sono pertanto sostanze artificiali che derivano dalla sintesi chimica di più molecole, monomeri, che unendosi tra loro in catene lineari o ramificate o con legami intermolecolari danno luogo a macromolecole dette polimeri.

Alcune resine commerciali sono prodotte anche con la tecnica della condensazione con la quale, partendo dalle molecole della sostanza fondamentale, si ottiene un prodotto finale formato dall'unione, in gruppi, delle molecole originarie.

In entrambi i casi (polimerizzazione o condensazione), dai monomeri di partenza si può ottenere un polimero lineare oppure un polimero a reticolo.

I polimeri formati da macromolecole reticolari sono più rigidi e più fragili di quelli nei quali si hanno macromolecole lineari.

In conseguenza di ciò i polimeri reticolari sono di difficile manipolazione e i manufatti realizzati sono difficilmente riparabili e modificabili.

I polimeri con catene lineari sono invece più facilmente fusibili, solubili e quindi anche riparabili; ecco perché le resine a macromolecole lineari sono adoperate preferibilmente per la costruzione della protesi dentaria mobile totale o parziale.

Da quanto detto, dal modo con il quale le molecole elementari (monomeri) si uniscono l'una all'altra, si possono avere:

› polimeri con struttura lineare in cui la macromole-

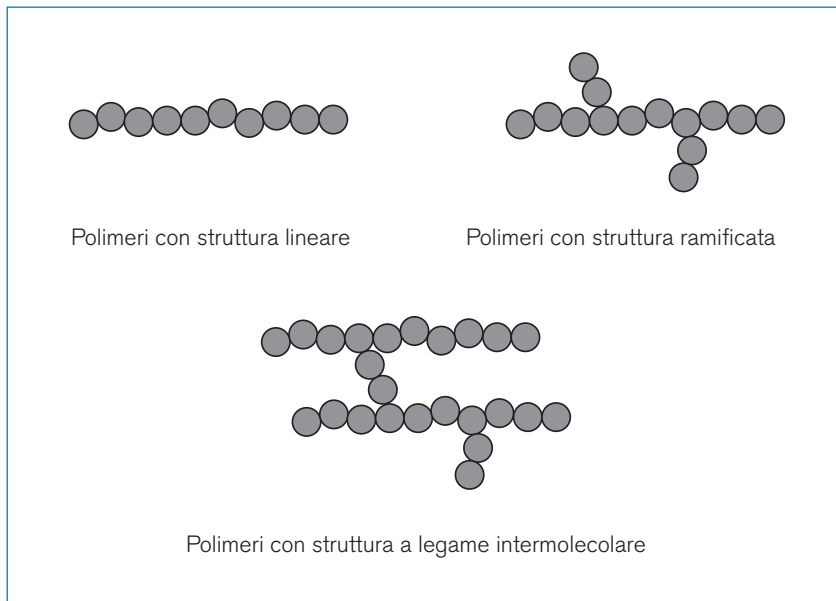


FIG. 1 Schema strutturale dei polimeri.

cola è formata da singole molecole disposte a catena lineare;

- polimeri con struttura ramificata in cui le molecole si dispongono in vario modo formando delle ramificazioni;
- polimeri a struttura con legami intermolecolari in cui le macromolecole lineari sono attraversate da altre macromolecole che si dispongono trasversalmente.

Le proprietà meccaniche delle resine polimeriche dipendono anche dalle forze con cui i singoli monomeri risultano attratti fra loro; infatti, una maggiore forza attrattiva intermolecolare determina una maggiore resistenza fisica del prodotto finale agli agenti corrosivi esterni.

Le resine acriliche si distinguono, in base alla loro origine, in resine naturali, artificiali e sintetiche.

Le prime sono il prodotto della secrezione di alcune piante (resine naturali vegetali), quelle artificiali si ottengono dall'unione di composti organici naturali, esempio vegetali e minerali. Le resine sintetiche, invece, si sintetizzano a partire da idrocarburi non saturi, le sostanze madri, e precisamente:

- dall'etere dell'alcol vinilico;
- dall'etil-benzene;
- dall'estere dell'acido acrilico e dell'acido metacrilico.

Queste ultime sono le resine sintetiche che sono maggiormente adoperate per la costruzione di protesi mobili ed apparecchi mobili ortodontici.

L'acido acrilico si ottiene dall'etilene che reagendo con acido ipocloroso dà luogo all'ossido di etilene; quest'ultimo, reagendo con acido cianidrico, forma la cianidrina etilenica la quale, disidratata, si trasforma in nitrile acrilico che per saponificazione è trasformato in acido acrilico. Dalla reazione dell'acido acrilico con l'alcol metilico si ottiene l'estere metilico (acrilato di metile), mentre dalla reazione dell'acido metacrilico con l'alcol

metilico si ottiene il metacrilato di metile.

Infine le resine sintetiche sono classificate, per le modalità con cui avviene la polimerizzazione, in:

- resine termoplastiche; se sottoposte a calore si ammorbidiscono e se sottoposte a raffreddamento aumentano la loro consistenza con una reazione di tipo reversibile. A questo gruppo appartengono le resine acriliche e le viniliche;
- resine termoindurenti; divengono plastiche col calore e possono essere così manipolate; se sottoposte a raffreddamento divengono rigide con una reazione di tipo irreversibile;
- resine autoindurenti; polimerizzano a 25 °C alla presenza di un'ammina terziaria (dimetil paratoluidina);
- resine odontoiatriche, si presentano commercialmente sotto forma di polvere e liquido e la polimerizzazione avviene mediante apporto di calore (65 °C).

10.1.1.3 Copolimeri

Allo scopo di migliorare le proprietà meccaniche e fisiche delle resine sono stati prodotti i copolimeri, polimeri le cui macromolecole contengono due o più monomeri di tipo diverso. Per la formazione dei copolimeri si possono avere quattro modalità di concatenamento:

- **copolimero alternato** nel quale le molecole di monomero si alternano regolarmente con le macromolecole di polimero;
- **copolimero random** in cui i monomeri si dispongono in maniera del tutto casuale;
- **copolimero a blocchi** in cui si succedono solo monomeri di un tipo;
- **copolimero a innesto**: si ha quando una ramificazione di un tipo è inserita in una catena di tipo diverso.

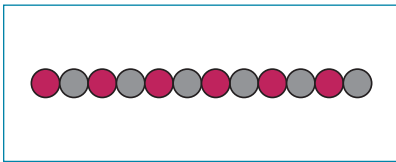


FIG. 2 Schema di copolimero alternato.

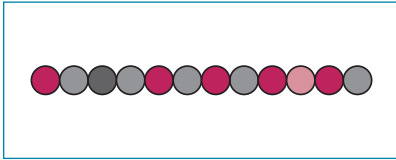


FIG. 3 Schema di copolimero random.

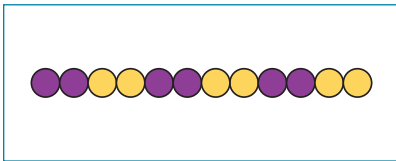


FIG. 4 Schema di copolimero a blocchi.

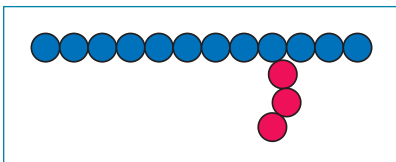


FIG. 5 Schema di copolimero ad innesto.

10.1.1.4 Proprietà delle resine sintetiche per uso dentale

- › Stabilità dimensionale, sia durante la lavorazione sia durante la permanenza in bocca.
- › Durezza e resistenza adeguate per sopportare il carico masticatorio richiesto.
- › Superfici facilmente lucidabili e non porose ed impermeabili ai liquidi presenti nel cavo orale.
- › Insapori e inodori.
- › Non tossiche o irritanti per i tessuti orali.
- › Non solubilità in presenza di saliva o di altre sostanze presenti nel cavo orale.
- › Facile riparazione delle fratture.
- › Basso valore di conducibilità termica.

Le materie plastiche resinose utilizzate allo stato attuale in campo odontoiatrico si distinguono in base ai loro costituenti chimici in:

- › polimetilmetacrilati,
- › polistiroli;
- › copolimeri vinilacrilici;
- › policarbonati.

In base al loro uso, sono distinte in:

- › resine per la costruzione di basi di protesi mobili;
- › resine per ribasare protesi mobili;
- › resine per la riparazione di protesi mobili;
- › resine per denti artificiali;
- › resine per protesi fisse.

10.1.2 Resine acriliche e metacriliche

Questo gruppo appartiene alle resine termoplastiche, le più utilizzate per la costruzione della protesi dentaria

mobile per la loro stabilità di colore, ragionevole durezza e resistenza.

Dal punto di vista merceologico esiste una vasta gamma di resine acriliche che variano fra loro per la diversa flessibilità dopo polimerizzazione, per la percentuale di pigmenti che caratterizzano le sfumature del colore e per altre caratterizzazioni.

Le resine acriliche autopolimerizzabili presentano, durante la loro miscelazione, le stesse fasi fisiche delle resine polimerizzabili a caldo con la sola differenza che la fase rigida avviene a temperatura ambiente. Infatti, tali resine polimerizzano a temperatura inferiore rispetto a quelle che polimerizzano a caldo.

La polimerizzazione delle resine autopolimerizzanti (resine a freddo) avviene miscelando la polvere con il liquido; durante la fase umida l'ammina terziaria (dime-til-paratoluidina) attiva il perossido di benzoile che innesca la reazione.

Il tempo di manipolazione di tali resine è inferiore a quello delle resine termopolimerizzanti, inoltre esse offrono i seguenti **vantaggi**:

- › minore attrezzatura;
- › minore contrazione volumetrica.

Mentre gli **svantaggi** sono i seguenti:

- › tempo molto limitato per la lavorazione;
- › minore resistenza;
- › labilità del colore nel tempo.

Le resine autopolimerizzanti sono impiegate per:

- › riparazione e ribasatura di protesi mobili totali e parziali;
- › costruzione di porta impronte individuali;
- › costruzione di apparecchi mobili in ortodonzia.

10.1.3 Resine acetaliche

Queste resine fanno parte dei polimeri termoplastici e sono caratterizzate da una notevole stabilità dimensionale, durezza e resistenza meccanica associata ad una elevata resistenza agli agenti chimici del cavo orale.

Sono degli omopolimeri che presentano la seguente formula chimica:



con catene lineari non ramificate.

Le resine acetaliche presentano una resistenza alla rottura venti volte maggiore rispetto a quelle acriliche.

Indicazioni d'uso

Sono largamente adoperate per la costruzione di:

- › ritenzioni o ganci estetici in protesi mobile parziale;
- › protesi fisse provvisorie.

Le resine acetaliche, grazie alla loro tenacità ed elasticità, sono utilizzate per la costruzione di ganci estetici, a sostituzione dei ganci metallici, per il sostegno delle protesi mobili parziali.

I ganci costruiti con le resine acetaliche hanno lo svantaggio di essere più fragili e di perdere capacità ritentiva nel tempo.

10.1.4 Resine molli

I polimeri resinosi, grazie all'aggiunta di sostanze plastificanti hanno la proprietà di rimanere soffici ed elastici nel tempo. Tali materiali che trovano specifiche indicazioni d'uso nel settore odontoiatrico, sono suddivisi in due gruppi:

- › condizionatori tissutali;
- › materiali elastici per la costruzione di basi e bordi di protesi mobili.

10.1.4.1 Condizionatori tissutali

I condizionatori tissutali sono materiali polimerici utilizzati in campo odontoiatrico per creare un cuscinetto soffice fra la protesi mobile e la mucosa orale, in modo da non gravare eccessivamente sui tessuti molli, specie se sono stati appena cruentati. Essi permettono una guarigione ottimale della mucosa prima della costruzione delle protesi mobile definitiva. I condizionatori tissutali possono essere utilizzati anche come materiali per impronte "funzionali". Questi materiali, in genere non pigmentati, di colore bianco e in parte trasparenti, presentano una buona resilienza unita ad una morbidezza che varia a seconda della ditta produttrice, la quale si mantiene nel tempo, fino ad un mese, all'interno del cavo orale.

I condizionatori tissutali sono formati da una polvere che contiene grani di polimero (polietilmetacrilato) e da un liquido costituito da un solvente (alcol etilico) ed un plastificante (butilglicolato di butilftalato). Durante le fasi della miscelazione il solvente, contenuto nel liquido, scioglie le particelle più piccole di polimero contenute nella polvere mentre quelle più grandi si rigonfiano tanto da far assumere alla pasta un aspetto gelatinoso. Le particelle sono tenute insieme tra loro da una miscela plastificante. Tutti i condizionatori inizialmente sono molto soffici, tanto da introdursi nelle anfrattuosità dei tessuti; in seguito l'alcol e il plastificante, presenti nella massa della resina plastica, a contatto con la saliva, si separano, facendo perdere elasticità dopo poco tempo (due giorni-un mese). Questo tempo è sufficiente per esaurire il loro compito e permettere ai tessuti di guarire e adeguarsi al manufatto protesico.

Proprietà fisiche e biologiche

I condizionatori tissutali presentano una durezza che è inversamente proporzionale al loro peso. Infatti, dopo la miscelazione, l'evaporazione del solvente presente nel liquido ne riduce il peso determinando un indurimento di questi materiali.

La riproducibilità dei dettagli superficiali dei condizionatori tissutali è ottima nelle prime ore dalla miscelazione per poi diminuire nel tempo.

Si deformano facilmente sotto carico nelle prime ore dalla miscelazione. Infatti, la compressione del materiale con un carico di 200 g/cm² per 15 minuti determina una diminuzione dell'80% circa delle lun-

ghezza originale.

Non contengono, dal punto di vista biologico, medicamenti ma, attraverso una distribuzione uniforme delle forze sui tessuti che sostengono la protesi mobile, ne favoriscono la guarigione. Facilitano la crescita di *Candida Albicans* (Candidosi del cavo orale) se permangono nel cavo orale anche quando hanno perduto la loro elasticità.

I condizionatori tissutali sono usati:

- › in portatori di protesi mal realizzate che presentano compressione dei tessuti di sostegno e riduzione della base d'appoggio;
- › nei pazienti edentuli che non hanno mai portato protesi mobili, con creste ridotte e poco ricettive e che presentano stimoli al vomito;
- › nei pazienti con creste alveolari ipersensibili, con superfici d'appoggio dolenti ed irregolari a causa della presenza di spine irritative ossee;
- › nei pazienti ai quali deve essere necessariamente applicata una protesi mobile provvisoria, preparata precedentemente;
- › nei pazienti ai quali deve essere riadattata una protesi preesistente, immediatamente dopo interventi chirurgici, come per esempio dopo estrazioni multiple;
- › nei pazienti con creste gengivali mobili o dopo approfondimenti di fornici vestibolari;
- › nel rilievo di impronte funzionali fonetiche per le quali vengono fatti pronunciare fonemi particolari, al fine di attivare tutti i muscoli mimici del palato molle e della lingua;
- › per il rilievo di impronte funzionali del mascellare superiore nei casi in cui la ribasatura della protesi mobile deve essere preceduta da un bordaggio laterale o dall'ispessimento del giunto periferico, con materiale termoplastico, a livello del punto di riflessione del velo palatino;
- › per il rilievo di impronte funzionali della mandibola nei casi di ispessimento del giunto sub-linguale, per ottenere la distensione e la compressione del materiale soffice in modo uniforme su tutta la superficie della base d'appoggio.

Nella costruzione di una protesi totale inferiore, la possibilità di estendere la base della protesi fino al solco sub-linguale con la liberazione del frenulo mediano e l'utilizzazione dei recessi posteriori lingu-ali permette di ottenere una maggiore stabilità.

Recentemente i condizionatori si sono dimostrati utili durante l'allestimento delle protesi immediate per mantenere lo spazio nelle ampie perdite di sostanza oro-antrale e del viso, conseguenti a resezioni di tumori maligni o a ferite d'arma da fuoco, e come mantenitori di spazio delle pareti molli in casi di ustioni del viso e della bocca. Infine, in questi ultimi anni sono stati utilizzati nella metodica di applicazione degli impianti osteointegrati, che prevede, al momento della loro scopertura della mucosa, l'applicazione di bottoni (distanziatori) di guarigione.

Modalità d'impiego

Dall'unione della polvere con il liquido si ottiene un composto viscoso che provoca una reazione che si manifesta in cinque fasi.

- › **Fase fisica:** è rappresentata dal miscuglio iniziale polvere-liquido che può durare 15" o poco più.
- › **Fase chimica:** inizia la reazione vera e propria e il materiale diviene collante. In questa fase è bene che il materiale rimanga alcuni minuti prima di essere versato sulla protesi (4'-6' dall'inizio della miscelazione, cioè della fase fisica). Inoltre è consigliabile che non subisca manipolazioni o movimenti che possano favorire l'incorporazione di bollicine d'aria.
- › **Fase attiva:** è rappresentata da un prodotto con una certa capacità di scorrimento e quindi di posizionamento in bocca. Nel tempo di 3'-5' si guida il paziente in un leggerissimo contatto occlusale, escludendo ogni pressione eccessiva. Si sollecita quindi il paziente a pronunciare dei fonemi oppure a ripetere dei numeri (ad esempio da 60 a 70) e si interva, di tanto in tanto, la dinamica fonetica con la deglutizione. È importante assicurare un contatto occlusale il più possibile in accordo con la centrica del paziente. Dopo alcuni minuti (3'-6') la viscosità iniziale cede il posto ad una plasticità ideale per registrare i movimenti funzionali.
- › **Fase elastica:** varia da una a tre settimane, quindi scompare per dare luogo all'ultima fase che progressivamente si manifesta con la variazione del colore, dal bianco al giallognolo, e della consistenza, molto più dura e di aspetto granuloso.
- › **Fase granulosa:** il materiale si presenta essiccato, aderente soltanto a tratti, di aspetto granuloso, non più bianco ma giallognolo, carico di placca batterica e irritante. Il suo effetto è diametralmente opposto a quello della precedente fase elastica che, massaggiando i tessuti, li ricondiziona ossigenandoli e li decongestiona, riportandoli alla normalità. Questo effetto si può rinforzare prolungando nel tempo l'azione del materiale mediante il suo rinnovamento quando ci si accorge che la reazione sta per entrare nella quinta e ultima fase. Le infezioni da *Candida Albicans* in pazienti portatori di questo materiale allo stato granuloso sono numerose.

I materiali soffici richiedono un certo "spazio di azione", per cui se il "free way space" è minimo, esiste il pericolo di rialzi occlusali. Si ottengono buoni risultati se detto spazio è creato artificialmente. Nell'allestimento dello spazio di azione, si consiglia di scavare solchi incrociati a rete mediante fresa a rosetta montata su manipolo. Quando non si voglia assolutamente correre il rischio di modificare la precedente dimensione verticale, si provvede a lasciare, quali testimoni, alcuni tasselli in rilievo su almeno tre punti ben distribuiti, sulla superficie di appoggio. Infine, si effettua un abbondante fresaggio con strumenti rotanti al carburo di tungsteno, di tutta la rimanente

superficie di appoggio fino a creare un adeguato spazio di azione al materiale.

10.1.4.2 Materiali elastici

I materiali elastici, in uso per la costruzione di basi e bordi di protesi mobile, sono classificati in base alla loro composizione chimica.

- › **Resine acriliche plastificate:** sono costituite da due componenti, il copolimero acrilico (polietilmetacrilato) ed il perossido di benzoile, in polvere, e da una sostanza plastificante, liquida, come il butilftalato e un monomero acrilico.
- › **Resine viniliche (polivinilcloruro),** la cui elasticità è ottenuta per aggiunta di un plastificante.
- › **Resine di poliacetato di vinile:** possiedono una temperatura vetrosa più bassa delle resine viniliche e hanno bisogno di meno plastificante per elasticizzarsi.
- › **Resine di polimetilmetacrilato,** plastiche alla temperatura corporea.
- › **Resine siliconiche termopolimerizzabili:** sono formate da un polimero siliconico, da un perossido, iniziatore della reazione di polimerizzazione, e da riempitivi.
- › **Resine siliconiche autopolimerizzabili:** sono formate da un polimero siliconico con gruppi funzionali terminali idrossilici, da un ortoetilsilicato e da un attivatore (ottoato di stagno).
- › **Resine di acrilati idrofili:** sono fornite sotto forma di polvere e liquido. La polvere è costituita da poli-idrossietilmetacrilato e da un iniziatore (perossido). Il liquido è l'idrossietilmetacrilato. I materiali elastici, per bordi e basi di protesi mobili, hanno una composizione simile ai condizionatori tissutali ma sono, rispetto a questi ultimi, meno soffici e mantengono la morbidezza più a lungo. Essi hanno una composizione visco-elastica che attutisce l'effetto pressione sui tessuti. La loro composizione è ottenuta dalla combinazione di un metilmetacrilato e di un plastificante (polvere di metacrilato più polietil e polibutilmetacrilato) e di un iniziatore come perossido associato a un pigmento.
- › **Le gomme siliconiche** sono fornite in pasta e sono costituite da un polimero (polimetilsilossano) con l'aggiunta di un eccipiente inerte, il silicone. In odontostomatologia le gomme siliconiche sono utilizzate per la loro elasticità e per la resistenza alle lacerazioni, per la stabilità agli stiramenti con il ritorno alle forme iniziali e per la resistenza a carichi di rottura elevati. Come per le materie plastiche, anche per questi materiali può rendersi necessario migliorare la reticolazione chimica (cioè la formazione di legame trasversale fra le macromolecole). Per le gomme questo procedimento si ottiene aggiungendo zolfo (vulcanizzazione). Le gomme siliconiche sono dei polimeri lineari ad elevato peso molecolare, derivanti dal dimetilsilano. Contengono sostanze inorganiche come biossido di titanio, ossido di zinco e gli agenti della vulcanizzazione. Sono utilizzate per la costruzione dei posizionatori

e, opportunamente rinforzate, per la costruzione di protesi facciali. Si ottengono manufatti idrorepellenti, rigidi ma sufficientemente elastici, leggeri e facilmente lavabili.

I siliconi che polimerizzano a freddo sono forniti in pasta e liquido. La pasta contiene un polimero, il polimetilsilossano e un riempitivo inerte. Il liquido contiene un agente reticolante e un catalizzatore, che è il dibutilstagno-dilaurato. Un ruolo importante, per l'utilizzo di questi materiali, rivestono alcune sostanze, non incluse in modo esplicito nella formula chimica del polimero ma presenti nella massa, che sono i riempitivi o rinforzanti e i plastificanti. I riempitivi o rinforzanti sono additivi costituiti da sostanze inorganiche (minerali) e organiche quali siliconi, ossidi di metalli (silice, quarzo, poliossidi di alluminio, titanio, zinco ecc.) ed il carbone (grafite, fibre).

I riempitivi aumentano la rigidità del materiale e sono compatibili con il polimero. Altre sostanze che migliorano le proprietà meccaniche dei materiali plastici sono fibre di vetro o fibre sintetiche trattate superficialmente con derivati dei siliconi ($R-COCH_3$) e che formano legami silossanici. I plastificanti sono additivi aggiunti ai polimeri per migliorarne la plasticità e sono costituiti da molecole a basso peso che si localizzano fra le catene del polimero allentando le forze dei legami secondari (legami di Van der Waals); i plastificanti, interponendosi tra le macromolecole del polimero, le allontanano, abbassando la temperatura di transizione vetrosa del polimero stesso. I plastificanti devono avere i seguenti requisiti fisici e chimici:

- una bassa tensione di vapore per minimizzare la loro perdita per evaporazione; infatti vengono utilizzati plastificanti ad alto punto di ebollizione;
- essere insolubili nel liquido con il quale vanno a contatto;
- essere chimicamente compatibili con il polimero, cioè essere in grado di stabilire deboli legami con le molecole polimeriche;
- formati da molecole con dimensioni ottimali per potersi meglio localizzare negli spazi intermolecolari del polimero.

Proprietà fisiche e biologiche

I materiali, per basi e bordi di protesi mobili, sviluppano una reazione esotermica fino a 59 °C. La durezza ed il cambiamento di peso sono simili a quelli dei condizionatori tissutali (48 ore - 20 settimane). Hanno una scarsa aderenza alla base della protesi ed uno dei maggiori difetti di questi materiali è la porosità. Contengono ammine terziarie tossiche che sono potenzialmente dannose per le mucose del cavo orale e l'aumento di temperatura conseguente alla reazione chimica può provocare ustioni delle mucose. I vantaggi di questi materiali sono rappresentati dall'ottima stabilità della protesi totale, specie per l'inferiore, e dalla risoluzione delle infiammazioni croniche in quei soggetti che presentano delle creste alveolari edentule molto sensibili. I suddetti materiali, inoltre, sono usati per costruire le protesi maxillofacciali utilizzate nelle

grandi perdite di sostanza del cavo orale e del viso che non possono essere trattate immediatamente o recuperate totalmente (protesi otturatorie). Tali protesi hanno il compito di sostituire i tessuti mancanti avviando ai deficit funzionali dovuti alle pervietà che si sono venute a creare, di proteggere i tessuti cruentati senza provocare decubiti e di sostenere i tessuti molli. In base al tempo in cui sono utilizzate, le protesi otturatorie si possono suddividere in:

- › **protesi immediate** (applicate durante l'intervento o subito dopo);
- › **protesi secondarie** o intermedie (applicate dopo una ventina di giorni dall'applicazione delle prime);
- › **protesi definitive** (applicate a guarigione clinica consolidata).

Le modifiche di volume che intervengono nelle perdite di sostanza, dopo interventi demolitivi conseguenti alla cicatrizzazione, sono di per sé un'indicazione dell'applicazione di protesi otturatorie che hanno il compito, oltre che funzionale, anche di mantenere lo spazio.

Le protesi otturatorie devono possedere un otturatore in materiale morbido facilmente applicabile anche dai pazienti. I requisiti generali che tali protesi devono possedere sono la leggerezza, l'igienicità, la facilità di applicazione e non devono inoltre provocare decubiti.

I materiali soffici vengono anche usati per la costruzione dei cosiddetti "posizionatori di Kesling" e dei mouthprotector.

Il posizionatore di Kesling viene applicato nei pazienti diversamente abili con problemi motori e in pazienti con ritardo mentale con disturbi spastici dei muscoli del viso onde evitare che possano autoprovocarsi lesioni alle labbra.

Il mouthprotector ha il compito di allontanare i tessuti molli delle labbra dalla superficie dura dei denti al fine di proteggere i denti dai traumi diretti o dai microtraumi durante le pratiche sportive. Funziona da cuscinetto ammortizzato che assorbe parzialmente le forze d'urto sui denti. Si può applicare su una sola arcata o su entrambe. Può essere di dimensioni standard oppure si può adattare in bocca con un etilenpolivinilacetato rammolito con il calore o con l'aggiunta di un gel acrilico o con dei siliconi. In alternativa si può fabbricare un dispositivo completamente individuale. Altre applicazioni del mouthprotector si possono trovare in bruxisti oppure nei soggetti epilettici o, ancora, in pazienti affetti da trisma tetanico.

I materiali elastici per basi e bordi di protesi mobili presentano degli inconvenienti che spesso ne pregiudicano l'efficacia funzionale nel tempo. Ricordiamo, in primo luogo, la perdita di elasticità, come pure la difficoltà nella pulizia, per cui questi materiali assumono spesso degli odori sgradevoli legati al facile assorbimento di saliva e di prodotti della deglutizione acida.

Un inconveniente da non sottovalutare è inoltre rappresentato dalla scarsa resistenza nei confronti delle sollecitazioni statiche e dinamiche, dalla modesta adesione che le resine molli presentano con la base rigida della protesi in metacrilato e dalla porosità superficiale che rappresenta una delle principali cause dell'impianto microbico.

APPROFONDIMENTO

Polimerizzazione

La polimerizzazione è quel processo per cui si generano, per unione diretta di molecole singole (monomeri), delle molecole più grandi (macromolecole) denominate polimeri.

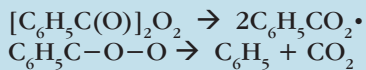
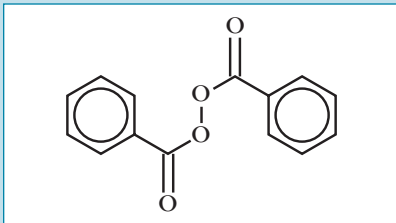
Tale reazione chimica avviene tra molecole identiche tra loro attraverso la rottura dei doppi legami e congiungimento ad anello delle molecole fra loro.

L'attivazione della polimerizzazione e la sua velocità dipendono da diversi fattori tra i quali il calore (a 0 °C la polimerizzazione non avviene), la luce, la pressione e la presenza di catalizzatori.

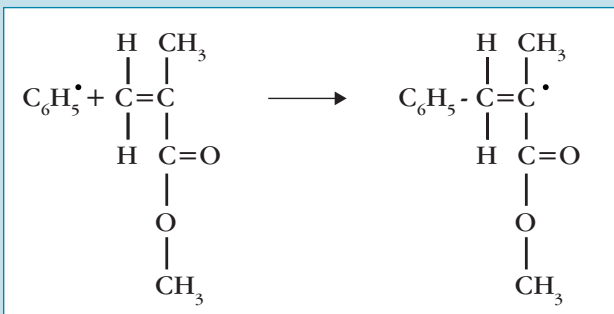
Le resine acriliche utilizzate in campo odontoiatrico polimerizzano per poliaddizione poiché l'unione delle molecole di monomero avviene senza liberazione di sostanze secondarie; di questo gruppo fanno parte la maggior parte dei materiali usati in odontotecnica.

Quando la polimerizzazione produce eliminazione di molecole secondarie (acqua, ammoniaca, alcol, acidi inorganici ecc.), il processo viene chiamato policondensazione. Affinché la molecola del monomero (metilmetacrilato) si unisca ad altri monomeri è necessario che essa risulti attivata, cioè uno dei due legami che uniscono gli atomi di carbonio si apra in modo che ogni atomo di carbonio presenti un elettrone libero. L'attivazione iniziale delle molecole di monomero è ottenuta ricorrendo all'uso di un iniziatore, il perossido di benzoile:

Il perossido di benzoile col calore a 65 °C si decompone secondo la seguente reazione:



I radicali liberi (C_6H_5) così ottenuti attivano le molecole di monomero (metilmetacrilato) secondo la seguente reazione:



Per le resine polimerizzabili a freddo o autopolimerizzabili l'attivazione dell'iniziatore avviene per mezzo di un'ammina terziaria che funge da catalizzatore ed è contenuta nel liquido insieme al monomero.

Tale ammina terziaria è la dimetilparatoluidina, che presenta la seguente formula chimica:



La dimetilparatoluidina, a temperatura ambiente, attiva chimicamente le molecole di perossido di benzoile, il quale a sua volta attiva la molecola di dimetilmetacrilato; quest'ultima, così attivata, entra in contatto con un'altra molecola di dimetilmetacrilato, formando un dimero attivato. A sua volta questo dimero attivato, unendosi con altre molecole, darà origine al polimetilmetacrilato (polimero).

La reazione di polimerizzazione, dal punto di vista chimico, avviene in 3 stadi.

- I stadio (induzione) in cui avviene l'attivazione dell'iniziatore, che attiva le molecole di monomero.
- II stadio di propagazione durante il quale si ottiene una rapida unione dei monomeri con conseguente polimerizzazione.
- III stadio, detto di chiusura o terminale, in cui la reazione a catena di polimerizzazione è interrotta dall'inattivazione delle molecole attivate (per diretto accoppiamento tra due molecole in crescita o per mezzo di un radicale R o per scambio di un atomo di idrogeno).

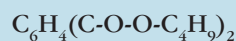
Le resine acriliche per uso dentale sono fornite in commercio sotto forma di polvere e liquido inseriti in due diversi contenitori.

Polvere

Inizialmente la produzione della polvere avveniva mediante macinazione di blocchi di monomeri, ma allo stato attuale si produce il polimero direttamente allo stato polverulento. Per fare ciò si mescola dapprima il monomero liquido in un altro liquido che non lo discioglie e si agita vigorosamente fino a ridurre il monomero in minutissime particelle, le quali, in seguito, sottoposte a polimerizzazione, danno luogo alla formazione di minuscole sferette solide che sono i polimeri. La polvere è costituita quindi da particelle contenenti in massima parte un polimero (polimetilmetacrilato) a forma lamellare o di perle a superficie liscia e trasparente.

La polvere, oltre al polimero (polimetilmetacrilato), contiene i seguenti ingredienti:

- **perossido di benzoile:** l'iniziatore che ha la funzione di attivare la polimerizzazione del monomero liquido dopo che è stato miscelato con il polimero in polvere;
- **dibutilftalato:** un plastificante la cui formula chimica è la seguente:



Esso aumenta la solubilità del polimero con il monomero liquido e contribuisce a rendere meno rigida la resina acrilica a polimerizzazione ultimata;

- **pigmenti:** conferiscono il colore alla resina secondo due modalità:
 - aderendo alle superfici delle perle trasparenti e riflettendone la luce;
 - sotto forma di piccole fibrille mescolate insieme alla resina;
- **ossidi di titanio e di zinco:** rappresentano le sostanze opacizzanti;
- **vetri di bismuto:** sono sostanze radiopache che vengono aggiunte alla resina al fine di permettere, mediante esame radiografico, l'individuazione, nell'intestino, di frammenti di protesi ingerite accidentalmente dai pazienti portatori di protesi mobili.

Liquido

Il principale componente del liquido è il monomero, cioè il metilmetacrilato.

Il liquido contiene inoltre i seguenti ingredienti:

- **idrochinone:** è un inibitore della polimerizzazione e serve per evitare che il monomero polimerizzi prematuramente durante la sua conservazione;
- **glicole di metacrilato:** ha lo scopo di creare legami intermolecolari tra i polimeri determinando una maggior resistenza della resina acrilica polimerizzata alla frattura, una minore porosità con conseguente minore assorbimento di liquidi, una maggiore resistenza alla flessione ed una maggiore durezza;
- **dibutilftalato,** una sostanza plastificante;
- **dimetilparatoluidina,** una ammina terziaria (catalizzatore).

Le ammine terziarie sono contenute solo nelle resine autopolimerizzabili o polimerizzabili a freddo, poiché hanno la stessa funzione del calore, cioè di attivare il perossido di benzoile (iniziatore).

Miscelazione

La miscelazione della polvere con il liquido è diversa, per quanto riguarda la percentuale dei componenti, a seconda che si tratti di polvere con particelle sferoidali o lamellari. Infatti nelle resine acriliche la cui polvere è formata da perle o sfere che si toccano fra loro con minore superficie, la polvere va miscelata con il 60% di monomero (liquido) e viene subito dopo lasciata a riposo. Le resine acriliche la cui polvere ha la forma lamellare o poliedrica ha una maggiore superficie di combaciamento, per cui va miscelata con una quantità maggiore di monomero (80% circa) e va rimescolata continuamente, fino alla fase plastica, per favorire una maggiore attività del monomero sulle superfici di contatto più estese. La polvere viene mescolata con il liquido in un vasetto di vetro e si lascia riposare tenendolo chiuso per evitare l'evaporazione del monomero.



FIG. 6 Confezione commerciale di resine per uso dentale.

Fasi del processo di polimerizzazione

Durante il processo di polimerizzazione, dal punto di vista fisico, si possono distinguere le seguenti fasi.

- **Fase umida:** rappresenta la fase iniziale dell'unione della polvere con il monomero liquido; la massa assume l'apparenza di sabbia bagnata e non è presente nessuna reazione tra i due componenti.
- **Fase molle:** il monomero inizia a reagisce con le particelle di polimero sciogliendo la superficie esterna dei granuli di polvere; in tale fase la massa presenta una bassa viscosità e si può facilmente miscelare.
- **Fase collosa:** il monomero, penetrando nelle sfere della polvere, le gonfia e fa da solvente; in tale fase la massa resinosa si presenta di consistenza viscosa e aderisce facilmente alle dita.
- **Fase plastica:** il monomero si presenta saturo di polimero e la resina, divenuta pastosa, può essere manipolata e messa in muffola.



FIG. 7 Fase umida del processo di polimerizzazione.



FIG. 8 Fase molle del processo di polimerizzazione.



FIG. 9 Fase collosa del processo di polimerizzazione.

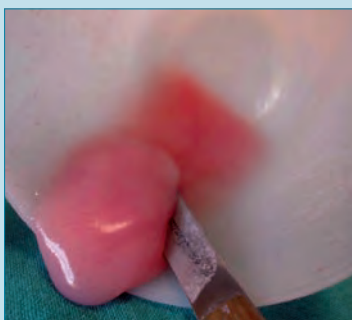


FIG. 10 Fase plastica del processo di polimerizzazione.



FIG. 11 Fase gommosa del processo di polimerizzazione.



FIG. 12 Fase rigida del processo di polimerizzazione.

- › **Fase gommosa:** la resina acrilica può essere pressata in muffola sotto pressione per conferirle la forma richiesta e per eliminare le eventuali bolle d'aria.
- › **Fase rigida:** in presenza di calore a 65 °C (in pentole termostatiche) inizia la polimerizzazione e la parte eccedente del monomero evapora.

10.2 Leghe

10.2.1 Oro e leghe auree

Metalli e leghe sono molto usati in odontoiatria. L'acciaio è comunemente utilizzato nella costruzione di strumenti e fili ortodontici; cromo, cobalto, nichel sono metalli che vengono usati nella preparazione di manufatti protesici, in implantologia il titanio è considerato il metallo d'eccellenza, mentre per la restaurazione protesica vengono utilizzati oro e leghe auree.

Storicamente l'oro e le leghe auree sono state le prime ad essere impiegate per la realizzazione di protesi fuse; solo successivamente si è diffuso l'utilizzo di leghe semipreziose, a base di argento e palladio, e di quelle non preziose, composte principalmente da nichel, cromo e cobalto. Le leghe ad alto contenuto in metalli nobili come oro e platino sono sempre state utilizzate per le loro caratteristiche d'inalterabilità e biocompatibilità oltre che per la facilità di fusione e lavorazione (fig. 13). Per migliorare le caratteristiche chimico-strutturali ed incrementarne altre quali la resistenza meccanica, il legame metallo-ceramico, la lavorabilità ecc., si è reso necessario aggiungere alla formulazione di queste leghe altri metalli come il rame, l'argento, lo zinco, lo stagno, l'iridio, l'indio, il rutenio e altri ancora. La presenza di questi metalli può provocare fenomeni di corrosione che si manifestano con delle colorazioni antiestetiche dette tarnish, prodotte dalla deposizione di prodotti insolubili sulla superficie delle protesi. Una delle caratteristiche fondamentali delle leghe odontoiatriche è rappresentata dalla biocompatibilità, definita come la tolleranza dei tessuti vitali nei confronti dei materiali.

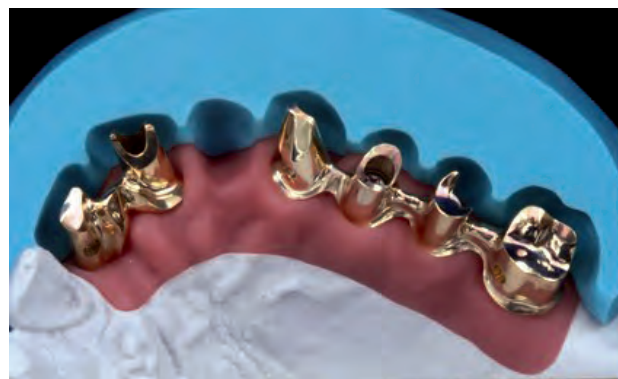


FIG. 13 Fusione in lega aurea.

Struttura e proprietà delle leghe

Le leghe si ottengono di norma per fusione dei singoli metalli che compongono. Il processo di trasformazione dallo stato liquido di fusione a quello solido di lega, comporta una serie di fenomeni che finiscono per conferire alla lega una volta raffreddata, le caratteristiche metallo-

grafiche che le sono proprie. I metalli hanno usualmente una struttura cristallina allo stato solido. Quando un metallo o una lega cambiano stato, per riscaldamento, e diventano liquidi, si verifica il fenomeno fisico detto fusione. Successivamente, con il raffreddamento, si ottiene il processo di solidificazione che inizia da nuclei di cristallizzazione costituiti in prevalenza da impurità presenti nei metalli. Questo processo non è regolare né costante e determina la formazione di cristalli in tutte le direzioni attorno ai nuclei di cristallizzazione. Nel momento in cui due o più cristalli collidono, la crescita in quella direzione s'interrompe e prosegue in altre direzioni.

Al termine di questo processo la struttura che ne risulta è compatta. Il processo di fusione non altera il cristallo. Ogni singolo cristallo prende il nome di granulo, le sue dimensioni dipendono dal numero e dalla disposizione dei nuclei di cristallizzazione e dal tempo in cui il processo si compie.

Ogni singolo metallo ha granuli con una forma specifica perché gli atomi si dispongono secondo una ben definita geometria spaziale che costituisce il reticolo cristallino dall'aspetto del quale dipendono poi le caratteristiche fisiche della lega. Il reticolo cristallino formato da oro, argento, platino, rame, ferro gamma e cobalto beta ha la forma di un cubo in cui gli atomi occupano i vertici e i centri delle facce.

10.2.1.1 Leghe auree per manufatti protesici

L'oro, essendo un metallo dotato di un elevato potenziale di ossidoriduzione, ha delle caratteristiche quasi esclusive, quali resistenza all'ossidazione e alla corrosione, alta stabilità chimica e buona biocompatibilità. Tutte queste caratteristiche elettrochimiche fanno dell'oro l'elemento principale costituente le leghe nobili di uso odontoiatrico.

Nell'uso corrente possiamo distinguere vari tipi di leghe che hanno caratteristiche fisico-chimiche e utilizzi differenti. Le leghe auree sono un miscuglio di metalli a percentuale variabile, dove l'oro è l'elemento principale e gli altri metalli sono, in proporzioni diverse, l'argento, il platino, il rame, l'iridio, il palladio e altri.

► **Leghe auree da colata.** Sono utilizzate normalizzate ISO e ADA in quattro tipi con durezza crescente. Il tipo I, lega tenera, viene utilizzata essenzialmente per intarsi che non devono sopportare grandi carichi masticatori (onlay). Il tipo II, medio, è una lega più dura e resistente alla compressione e meno malleabile, trova utilizzo nella costruzione di intarsi più estesi (inlay). Il tipo III, duro, viene usato nei casi in cui sono presenti forti carichi masticatori. Trova indicazione nella costruzione di ponti in monofusione, corone ed elementi di ponti da assemblare con saldature. Il tipo IV, extraduro, è utilizzato per ponti, corone e intarsi che devono sopportare carichi elevati e per il confezionamento di scheletrati e ferule. Nelle leghe auree da colata l'oro deve essere presente nella misura minima del 75%. La durezza della lega è data dalla presenza di rame, platino e palladio. Il



FIGG. 14, 15 Corone e ponti in oro-resina.

rame ha l'inconveniente di dare un colore rossastro alla lega. Il platino e il palladio, più costosi del rame, incrementano la durezza senza aumentare la corrosione.

- **Leghe d'oro bianco da colata.** Si distinguono dalle precedenti per il colore bianco dovuto al minor contenuto di rame e maggior quantità di palladio. Hanno proprietà simili alle leghe auree da colata. Sono divise in due gruppi: uno comprende le leghe nobili ad alto contenuto di platino e palladio e l'altro comprende le leghe semi-preziose a minor contenuto d'oro e maggiore d'argento e palladio; sono poco usate per l'alto costo del palladio e per la scarsa resistenza alla corrosione.
- **Leghe auree per protesi in oro-resina.** Sono normalizzate ISO in tre gruppi in funzione della percentuale di oro presente (figg. 14, 15). Il primo gruppo è costituito dalle leghe per resina ad alto contenuto d'oro con solo Au >65% e Au >75%; sono utilizzate per lavori non molto estesi, perché avendo un modulo di elasticità relativamente basso, favoriscono il distacco della resina. Il secondo gruppo è costituito da leghe a medio contenuto d'oro con Au e/o metalli del gruppo del platino compreso tra 25-75%. Sono molto usate per le loro caratteristiche di scarsa corrodibilità, buona durezza, modulo elastico soddisfacente e limite di elasticità adeguato. Il terzo gruppo comprende le leghe per resina a basso contenuto aureo con Au e metalli del gruppo del platino inferiore al 25%. Sono economiche, soggette a corrosione e presentano l'effetto del tarnish.
- **Leghe auree per protesi in oro-ceramica.** Le leghe per oro-ceramica sono normalizzate ISO in quattro gruppi in rapporto alla quantità di metalli in esse contenute. Il gruppo di leghe ad alto contenuto aureo si



FIG. 16 Esempio di cappette metalliche per oro-ceramica.

caratterizza per la presenza di una percentuale di oro superiore all'85% o al 90% comprendendo il gruppo dei metalli del platino (fig. 16). Sono leghe di colore giallo molto biocompatibili, resistenti alla corrosione ma facilmente deformabili alle elevate temperature.

- › **Leghe auree per saldatura.** Le leghe per saldatura o brasanti sono di un unico tipo con caratteristiche ben definite per effettuare le operazioni di saldatura degli elementi costituenti un complesso protesico. Sono leghe utilizzate sotto forma di fili con una composizione particolare, dove l'oro rappresenta la percentuale variabile del 65-80% e la rimanente percentuale è suddivisa tra argento, rame, zinco e stagno. Il punto di fluidificazione e quindi di saldatura è intorno ai 700 °C per i saldami da utilizzare su manufatti oro-resina, mentre per le saldature di corone che saranno sintetizzate con la ceramica si utilizzano leghe che raggiungono la temperatura di scorrimento e fluidificazione a 1000 °C. Per le situazioni in cui si devono saldare manufatti già ceramizzati è necessario usare una lega che ha il punto di saldatura tra i 720 e 820 °C e preriscaldare i manufatti da saldare, in quanto sia la lega aurea per ceramica, che la ceramica stessa, resistono alla temperatura di scorrimento della lega da saldatura. Esistono due tipi di saldatura: una detta autogena che si esegue tra leghe dello stesso tipo in cui si porta al punto di scorrimento entrambi i metalli, la seconda detta eterogena o brasatura, che avviene quando tra le due parti da saldare s'inserisce una lega che ha un punto di scorrimento o fusione inferiore.
- › **Leghe per fili d'oro.** Questo genere di leghe è classificato dall'ADA in due gruppi in base alla percentuale di oro e metalli nobili in esse contenuti. La presenza di platino, palladio e rame conferisce a queste leghe delle caratteristiche meccaniche di durezza ed elasticità idonee all'utilizzazione per la costruzione di ganci, perni e barre per protesi.

10.2.2 Leghe di metalli di base e acciai

Le due più comuni leghe di metalli di base usate in odontoiatria sono quella di nichel-cromo (NiCr), apparsa con il nome di stellite di Haynes nel 1929, e la lega

cromo-cobalto (CoCr) comunemente usata per la fusione di manufatti di protesi mobile. Le leghe non nobili per protesi fisse sono il risultato di ricerche per ottenere materiali più facilmente lavorabili e con caratteristiche tali da poter essere ceramizzate con facilità e sicurezza.

Composizione

Possiamo dividere le leghe di metalli di base in cinque gruppi:

- › leghe nichel-cromo (NiCr);
- › leghe nichel-cromo-berillio (NiCrBe);
- › leghe cromo-cobalto (CrCo);
- › leghe cromo-cobalto-rutenio (CrCoRu);
- › leghe contenenti titanio.

Le prime ad essere utilizzate sono state le leghe al nichel-cromo. A seguito delle ricerche sulla scarsa tollerabilità del nichel sono apparse le leghe al cromo-cobalto, prevalentemente per costruire l'armatura metallica di protesi parziali, e altre al cromo-cobalto-rutenio. Quest'ultimo elemento, appartenente alla famiglia del platino, riduce la grandezza dei granuli e rendere più compatta la lega. Il cromo non deve essere, nella lega, in quantità superiore al 31% perché in caso contrario porterebbe a difficoltà di fusione. Nelle leghe attuali il cromo è presente nella percentuale variabile del 15-20%.

Il cobalto, alle caratteristiche positive di aumentare il modulo di elasticità e la resistenza alla trazione, associa l'aumento della durezza, la riduzione della malleabilità e della duttilità. Il nichel ha sostituito il cobalto nelle leghe nichel-cromo e nichel-cromo-berillio permettendo una migliore lavorabilità e diminuendo il punto di fusione, minimizzando la durezza e aumentando la duttilità. Il carbonio è un elemento molto importante nelle leghe, infatti una sua variazione anche minima in difetto o in eccesso porta ad alterazioni delle caratteristiche della lega. Con un aumento di carbonio la lega diventa più dura e fragile; con una diminuzione si avrà una minor resistenza alla trazione e una diminuzione del limite di trazione. Con il boro e il silicio si riduce l'intervallo di fusione e il coefficiente di contrazione e aumenta la resistenza alla corrosione, inoltre si formano degli ossidi utili per il legame con la ceramica. Le leghe di ferro sono distinte in base al tenore di carbonio sciolto in esso. Si ottengono acciai quando il carbonio presente nel ferro è inferiore al 2,06%, mentre per quantità superiori si hanno le ghise. Distinguiamo gli acciai in tre categorie: acciai di base con caratteristiche di semplice resistenza agli stress; acciai di qualità con elevati valori di resistenza al carico di rottura e facilità alla saldatura; acciai speciali con caratteristiche particolari per destinazione d'uso speciali. In odontoiatria si utilizzano leghe del ferro con cromo superiore al 12%, basso tenore di carbonio e piccole quantità di Ni, Mg, Ti e altri metalli. Queste leghe sono acciai speciali inossidabili. In odontoiatria gli acciai ferritici vengono utilizzati, per la costruzione di pinze per estrazione, strumenti chirurgici, fili

e ganci ortodontici; per la costruzione di strumenti non taglienti, fili ortodontici e basi protesiche si utilizzano acciai austenitici, mentre per lo strumentario chirurgico, in particolare pinze per estrazione e ortodontiche, si utilizzano acciai martensitici.

Proprietà fisiche e meccaniche

Le leghe non nobili, particolarmente quelle al nichel-cromo, presentano una struttura dendritica a grani irregolari di media grandezza. La matrice che costituisce i grani ha una struttura eutettica cubica a facce centrate. La matrice delle leghe cromo-cobalto è austenitica, con una soluzione solida ricca di cobalto. Il nichel e il cobalto cristallizzano nel sistema cubico a facce centrate, mentre il cromo cristallizza nel sistema cubico centrato. La coesione intergranulare è incrementata da borati e carburi formati dall'unione del carbonio con il molibdeno, tungsteno e cromo. Le leghe non nobili hanno delle caratteristiche che le rendono idonee all'utilizzo per la costruzione di manufatti protesici. Il peso specifico di queste leghe è compreso tra gli 8-9 gr/cm³.

Questa caratteristica permette la costruzione di manufatti protesici estesi, come gli scheletrati, con un peso ridotto a tutto vantaggio della tollerabilità da parte del paziente. L'intervallo di fusione, nettamente superiore a quello delle leghe auree, è compreso tra 1200-1400 °C, inoltre la presenza di boro e silice rende queste leghe meno soggette agli effetti negativi dell'ossidazione da liberazione di ossigeno in fusione. Le leghe non preziose possono essere vantaggiose se utilizzate per preparazioni protesiche su denti vitali in quanto il valore di conducibilità termica di 0,03 cal/cm/s/°C si può considerare relativamente basso. La resistenza alla trazione, ponendosi a valori tra 600-800 N/mm², rende le leghe non preziose equivalenti per resistenza alle leghe auree. Il modulo di elasticità è elevato; questa caratteristica permette la costruzione di travate lunghe nelle procedure che vedono impiegata la ceramica; questa caratteristica permette al manufatto in lega non nobile di sopportare meglio le forze di compressione che la ceramica genera nella fase di cottura e raffreddamento. Presentare una durezza Vickers compresa tra 180-300 HV è da considerarsi un elemento sfavorevole in quanto richiede l'utilizzo di abrasivi e strumenti di rifinitura adeguati. Nelle leghe non nobili la presenza di cromo, manganese e molibdeno aumenta la resistenza alla corrosione una volta che il manufatto protesico è stato posto nel cavo orale. Le leghe del ferro di uso odontoiatrico sono acciai inossidabili di tre tipi: ferritici, austenitici e martensitici (figg. 17, 18).

- › Gli acciai ferritici hanno un reticolo cristallino cubico a corpo centrato tipico della forma allotropica del ferro alfa e un contenuto di cromo superiore al 14%.
- › Gli acciai austenitici si distinguono per un reticolo cristallino a facce cubiche centrate, tipico della forma allotropica gamma del ferro, con un bassissimo contenuto di carbonio (0,01-0,04%), un contenuto di cromo superiore al 17% e con minori quantità di molibdeno e titanio.

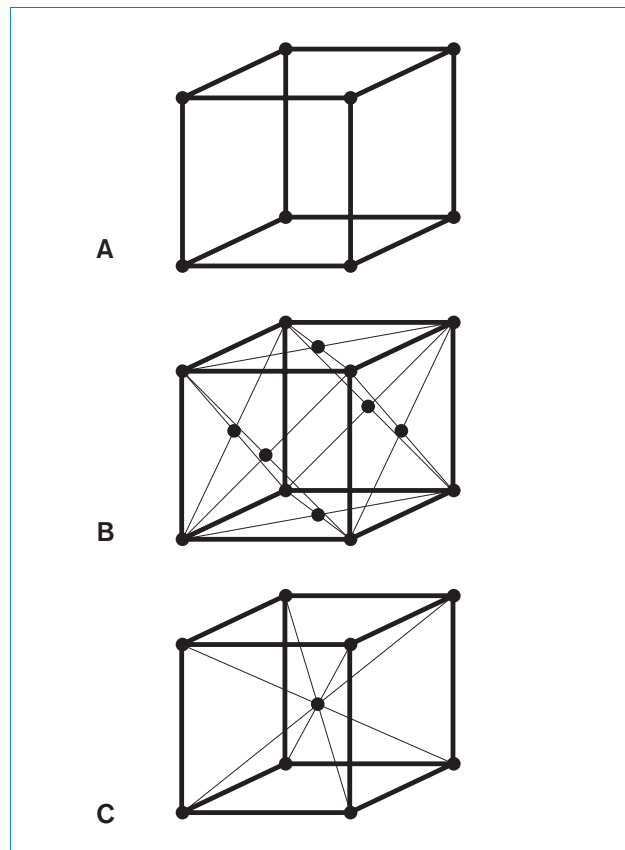


FIG. 17 Reti cristalline di atomi di metalli e di leghe. A: cubico. B: cubico a facce centrate Fe gamma. C: cubico a corpo centrato Fe alfa.



FIG. 18 Esempio di struttura protesica scheletrata in metallo non nobile.

- › Gli acciai martensitici sono caratterizzati da un reticolo cristallino tetragonale a corpo centrale derivante dalla distorsione del reticolo cubico a facce centrate del ferro gamma per la presenza di carbonio in quantità superiore al 0,04%. La quantità di cromo varia dal 12 al 18%.

APPROFONDIMENTO

Fusioni per resina e porcellana

Introduzione

Il metodo migliore per effettuare una ricostruzione protesica è senza dubbio quello di avvalersi della metodica della fusione. La fusione di una lega per uso odontoiatrico è uno dei momenti più problematici e critici nella realizzazione del manufatto protesico. La lega non deve subire alterazioni durante la fase liquida e, una volta solidificata, il reticolo cristallino che la costituisce non deve subire modificazioni. Solo a queste condizioni avremo a fine lavorazione un ottimo risultato. Per fondere una lega odontoiatrica si utilizzano diverse metodiche:

- › metodo diretto a fiamma battente;
- › metodo indiretto con resistenza elettrica;
- › metodo indiretto con resistenza elettrica sottovuoto.

Fasi preliminari

Generalmente le leghe si presentano sotto forma di blocchetti di peso variabile della dimensione di 9 x 8,7 mm e spessore da 1,75 a 2 gr. Dopo aver congiunto il modello in cera al perno di colata, questo deve essere posizionato in modo che non sussistano più di 5-10 mm tra il fondo del cilindro e la parte più vicina del modello di cera. Questo permette all'aria contenuta nella cavità di essere espulsa dal cilindro attraverso il rivestimento quando il metallo è fuso. Un ristagno dell'aria porterà alla formazione di bolle e cavità. Il cilindro va messo in fusione con un foglio di amianto per evitare surriscaldamento dello stesso e impedire uno shock termico durante il raffreddamento. Inoltre assorbe verso l'esterno la spinta di espansione del rivestimento. Bisogna avere l'attenzione di posizionare il modello di cera al di fuori del centro termico del cilindro di fusione per evitare risucchi del modellato. Le spine di alimentazione devono essere posizionate in modo che il metallo non debba effettuare bruschi cambiamenti di direzione. I normali crogioli per fondere sono degli impasti composti da un insieme di ossidi. Si consiglia di utilizzare un crogiolo per ogni tipo lega per evitare contaminazioni e tenerli in un luogo al riparo dalle polveri durante la fase di raffreddamento. Nei laboratori sono presenti molti elementi dannosi per le leghe.

Metodo diretto a fiamma battente

Per analizzare questo metodo bisogna tenere presente innanzitutto il tipo di fiamma che si usa.

- › **Gas acetilene.** È quello meno consigliato perché in esso si trovano in quantità variabile: acido solfidrico, azoto, ammoniaca e idrogeno fosforato. Questi composti fanno sì che la fiamma di acetilene a contatto con le leghe odontoiatriche, comportandosi come un acido, formi dei sali (acetiluri), che potranno produrre un manufatto fragile.
- › **Arco voltaico.** La fiamma che si determina tra i due poli è di intensità diversa: al positivo si raggiungono i

3600 °C e al polo negativo i 2800 °C. Con queste temperature elevate le leghe odontoiatriche tendono a deteriorarsi. Si può utilizzare per la fusione di acciai e leghe simili.

- › **Gas illuminante.** Per ottenere una fiamma che sia in grado di fondere una lega bisogna ottenere una immisione di aria nel Bunsen in modo che la fiamma sia il più riducente possibile. La fusione che si ottiene con questo metodo porta alla distruzione graduale del reticolo cristallino: in pratica, i singoli costituenti della lega si fondono in successione; questo comporta una stratificazione dei metalli.

Con tutte le fiamme si ottengono fusioni in cui si provoca l'ossidazione del rame e la formazione di ossido d'argento. Con la solidificazione gli ossidi vengono conglobati nel reticolo cristallino determinando la sua deformazione. Queste inclusioni durante la solidificazione tendono a migrare verso la superficie producendo rugosità e porosità.

Metodo indiretto

In questa metodica la fusione avviene tramite un campo elettrico in cui viene a trovarsi il crogiolo e la maggior parte degli inconvenienti della fusione diretta sono eliminati. Rimangono alcuni problemi relativi alla occlusione di gas dovuto alla pressione atmosferica, alla formazione di ossidi, alla possibile formazione di solfuri dal rivestimento del cilindro e al conglobamento di ossigeno nell'argento.

Metodo indiretto nel vuoto

Questo metodo risolve i problemi relativi a tutti gli altri sistemi di fusione. Sia la fusione che la solidificazione avvengono nel vuoto; ne consegue che la struttura metallica della lega non può assorbire i gas dovuti alla pressione atmosferica, l'argento non può più assorbire ossigeno, e non si possono formare ossidi e neppure si forma anidride carbonica. Inoltre, poiché i rivestimenti utilizzati sono privi di gesso come legante della cristobalite, non si possono liberare zolfo e solfuri.

Riassumendo i **vantaggi** di questo metodo di fusione possono così elencarsi:

- › la lega non si modifica né si inquina;
- › l'armatura conserverà completamente i dati metallografici della lega;
- › i cali di fusione sono irrilevanti;
- › il lavoro finale va solo rifinito.

Finitura e decapaggio

Dopo aver pulito la fusione dai residui di rivestimento, viene trattata con degli acidi per poter rimuovere l'ossidazione superficiale che si è formata sulla struttura metallica. L'acido solforico diluito al 30-40% con acqua distillata è quello più comunemente utilizzato; nel caso di leghe ad alto contenuto di palladio si utilizza una soluzione al 40% di acido formico che viene fatta bollire con il manufatto protesico. Bisogna utilizzare pinze di quarzo o di vetro per estrarre i manufatti dall'acido per evitare contaminazioni.

10.3 Ceramiche

Il termine ceramico e l'espressione "materiale ceramico" indicano nel linguaggio comune i materiali che costituiscono i manufatti di terracotta e porcellana, oltre che sostanze abrasive e vetroceramiche. Nella scienza dei materiali le stesse espressioni indicano, invece, una gamma molto più ampia di materiali inorganici non metallici che l'industria trasforma in oggetti utili mediante processi che richiedono l'uso di alte temperature.

Le ceramiche o porcellane dentali contengono elementi non fusi tenuti insieme da materiali che fondono a temperature più basse e sono meno trasparenti del vetro. Le ceramiche sono molto stabili, con elevate temperature di fusione, inalterabili nella cavità orale e biocompatibili, non sono suscettibili a corrosioni, dotate di elevata resistenza alla compressione, elevata durezza e resistenza all'usura.

I restauri in porcellana sono costruiti dall'odontotecnico in laboratorio e successivamente vengono cementati sull'elemento dentale, ciò significa che non devono presentare sovracontorni o sottosquadri e lo spessore del cemento non deve essere elevato, altrimenti questo si solubilizzerà e si avrà pigmentazione; inoltre la porcellana deve poggiare su una struttura dentale sana o un valido supporto metallico.

Le caratteristiche di trasparenza, colore e intensità conferiscono alle ceramiche indubbe proprietà estetiche, ulteriormente valorizzabili grazie alla disponibilità di opacità, trasparenze e pigmenti caratterizzanti. Infatti, la ceramica viene considerata il migliore materiale da restauro per estetica e traslucenza atto ad imitare lo smalto dentale (figg. 19, 20). Ovviamente, anche le ceramiche non sono esenti da difetti, primo fra tutti la fragilità e la bassa resistenza alla trazione.

Le ceramiche dentali vengono fornite in commercio sotto forma di polvere, miscelata con acqua distillata o altro liquido speciale e, sotto opportuna cottura, trasformata in un prodotto vetroso traslucido. L'analisi della struttura di questi materiali mostra che sono composti da piccoli grani cristallini cementati tra loro e mostranti vuoti e crepe (canali tra grani).

Da un punto di vista chimico si osserva al loro interno la presenza di ioni carichi positivamente (cationi: Na^+ , K^+ , Al^{3+} , Ca^{2+} , Mg^{2+}) e negativamente (anioni: SiO_4^{4-} , $\text{Si}_2\text{O}_7^{6-}$, $\text{Si}_3\text{O}_9^{6-}$, $(\text{SiO}_3^{2-})_n$). Si identificano ossidi, silicati, nitruri, boruri e solfuri.

Gli ioni silicato si possono presentare con varie strutture intime: cristalli singoli molto estesi, materiali duri policristallini o aggregati cristallini dispersi in una matrice vetrosa all'interno della quale formano lamine, anelli e reticoli tridimensionali. Le diverse strutture sono sorrette internamente da legami eteropolarari (ionici) e covalenti più o meno polarizzati, mentre tra loro sono legate da forze di Van der Waals. La formazione di questi legami non lascia elettroni liberi per condurre elettricità e calore, quindi

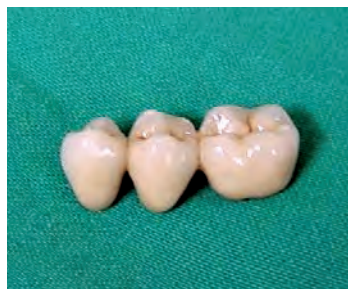


FIG. 19 Corone in oro-ceramica

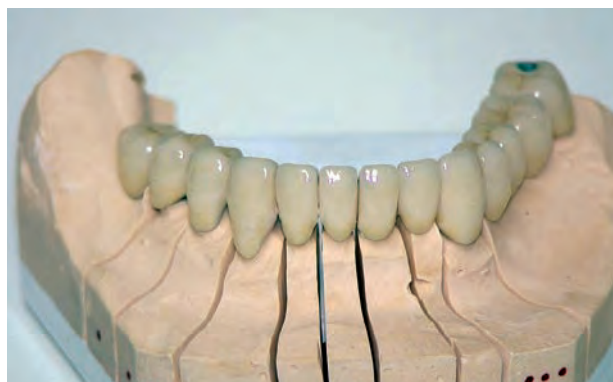


FIG. 20 Corone in oro-ceramica per arcata inferiore.

i materiali sono generalmente buoni isolanti termici ed elettrici. Questa caratteristica è particolarmente importante in caso di notevole asportazione di smalto e dentina e quando lo spessore residuo di quest'ultima sia minimo.

Le ceramiche sono materiali solidi che presentano una componente essenziale inorganica costituita da materiali non metallici; sono composti policristallini refrattari, contenenti generalmente silicati, ossidi metallici, solfuri e selenidi. Gli ossidi quali Al_2O_3 , MgO , SiO_2 e ZrO_2 contengono elementi metallici e non metallici e sali quali NaCl , CsCl , ZnS .

Le eccezioni sono rappresentate da ceramiche legate covalentemente, quali il diamante e le strutture carbonacee, quali grafite e carbonio pirolitico; le ceramiche sono state usate da migliaia di anni, in passato il loro uso era limitato per la fragilità e per la suscettibilità alle microfratture, per la bassa resistenza alla flessione, alla trazione e all'impatto.

I materiali ceramici si differenziano per vari motivi dai metalli, dei quali sono meno densi e perciò di elezione per la costruzione di oggetti per i quali la leggerezza è un requisito importante. I ceramici presentano inoltre durezza e compattezza superiori a quelle dei metalli, resistono meglio alle alte temperature e sono ottimi isolanti termici ed elettrici a temperature ordinarie.

Tra i difetti abbiamo la fragilità e la bassa resistenza alla rottura, elevata espansione termica ma bassa conducibilità termica, perciò sono soggetti a shock termici, ovvero possono rompersi a causa di una variazione locale di temperatura. Inoltre, mentre i metalli sotto-

posti a sollecitazioni si ammaccano, i ceramici se urtati si rompono perché non possono dissipare le sollecitazioni deformandosi, ciò avviene soprattutto con l'invecchiamento che fa perdere loro la resistenza meccanica. L'uso della porcellana in odontoiatria è iniziato con i materiali ad elevato punto di fusione (1.290-1.370 °C), impiegati per la costruzione di denti artificiali, ma si è esteso ben presto alle restaurazioni parziali dei denti (intarsi), al ricoprimento di corone metalliche e ponti, alla mascheratura delle superfici vestibolari delle protesi metalliche (faccette) e alla realizzazione di rivestimenti completi solo di porcellana, dette corone a giacca.

Le protesi di porcellana non assorbono acqua, sono altamente compatibili con i tessuti orali e riproducono l'aspetto, il colore e la traslucenza dei denti, sono resistenti agli sbalzi di temperatura. Poiché i materiali ceramici derivano da reazioni di ossidazione si presentano come sostanze inerti e sono stabili chimicamente (vengono attaccate solo dall'acido fluoridrico).

La porcellana presenta una notevole resistenza all'abrasione grazie alla sua durezza, ma ciò può essere svantaggioso quando è in antagonismo con i denti naturali, soprattutto quando si perde lo strato lucido e si può avere un'abrasione eccessiva dei denti antagonisti o un carico eccessivo durante la masticazione; ciò può produrre danni sia al restauro che ai tessuti di supporto dei denti.

10.3.1 Composizione e reazioni dei costituenti

Alla base delle ceramiche dentali vi dono i silicati, la cui struttura spaziale è tetraedrica e il legame Si-O è definito semipolare.

Le ceramiche dentali sono costituite da:

- ▶ feldspati 80%;
- ▶ quarzo 16%;
- ▶ caolino 4%.

▶ **Feldspati.** Vengono definiti come alluminio silicato di potassio (o sodio e calcio) con formula $K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$; quando vengono riscaldati fondono a circa 1.250-1.300 °C, diventano vetrosi (lucidi) e se non vengono surriscaldati mantengono la loro forma senza arrotondarla. I feldspati conferiscono l'aspetto vetroso alla porcellana e fanno da matrice al quarzo. Il feldspato potassico viene preferito perché la viscosità allo stato fuso varia più lentamente con la temperatura e la cottura risulta più uniforme.

Si deve utilizzare solo feldspato privo di ferro e mica, che viene macinato in mulini a palle finché non viene ridotto a una polvere sottile; la granulometria finale viene controllata attentamente al setaccio per rimuovere le particelle più grosse, mentre l'eliminazione di quelle più piccole viene effettuata per flottazione.

Il feldspato viene riscaldato con carbonati di metalli alcalini come fondenti fino a circa 1.000 °C e per

decomposizione forma vetro e leucite $KAlSi_2O_6$ (oppure $K_2OAl_2O_3 \cdot 4SiO_2$). L'espansione termica della leucite è alta ($>20 \times 10^{-6}/^\circ C$) e la quantità presente regola il coefficiente di espansione termica delle porcellane. Inoltre la leucite conferisce una maggiore resistenza alla porcellana.

Durante la cottura della porcellana c'è sempre il pericolo di un flusso pyroplastico eccessivo, che può provocare l'arrotondamento dei bordi e, in generale, la perdita della forma data al dente. Questo si può evitare proporzionando adeguatamente la potassa (KO) e la soda (NaO) nel feldspato presente nella porcellana. Il sodio abbassa la temperatura di fusione ed il potassio aumenta la viscosità del vetro durante la fusione.

- ▶ **Quarzo.** Formato da silice cristallina (SiO_2) costituisce l'impalcatura o rinforzo per gli altri ingredienti in quanto viene solo parzialmente fuso con il feldspato. La silice, o biossido di silicio, è una sostanza polimorfa perché presenta diverse forme cristalline in funzione della temperatura e della pressione; la forma stabile fino a 870 °C è il quarzo, da 870 a 1.470 °C si chiama tridimite ed infine, tra 1.470 e 1.713 °C, si ha la cristobalite, sopra i 1.713 °C si ha la silice fusa. La tridimite (trigonale) a 105 °C si trasforma nella forma β_1 e a 160 °C si trasforma in struttura cristallina β_2 (esagonale); a 200-270 °C la cristobalite (tetragonale) si trasforma in cristobalite β_1 (cubica); il quarzo invece presenta la transizione da trigonale ad esagonale β_1 alla temperatura di 575 °C.

I cristalli di quarzo puro (SiO_2) vengono macinati nella granulometria più fine possibile; la silice fornisce stabilità durante il riscaldamento in quanto rappresenta una trama per gli altri componenti. Il quarzo serve a ridurre il fenomeno del ritiro, per aumentare la durezza, e come smagrante (fa perdere acqua all'impasto).

- ▶ **Caolino.** Chiamato anche argilla (silicati idrati di alluminio), corrisponde alla formula $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ o $Al_2Si_5(OH)_4$, conferisce opacità e mescolato con acqua vi si lega con interazioni polari, ottenendo una massa plastica e appiccicosa che si può modellare. Ciò conferisce lavorabilità e malleabilità durante la formatura della porcellana, prima che venga effettuata la cottura, senza che si deformi o sbricioli sotto il suo peso.

A differenza della porcellana utilizzata nell'industria ceramica, la presenza di caolino è minima o addirittura nulla. Il caolino ad alte temperature fonde, aderisce alla trama di particelle di quarzo e si contrae.

- ▶ **Pigmenti.** Le fritte colorate sono polveri addizionate in piccole quantità per determinare le sfumature che imitano i colori dei denti naturali. I pigmenti metallici comprendono ossido di titanio (giallo-bruno), ossido di manganese (lavanda), ossido di cobalto (blu), ossido di rame o cromo (verde), ossido di nickel (bruno), terre lantanidi (fluorescenza), ossido di ferro, ossido di stagno e ossido di zirconio (opacità).

I diversi componenti della porcellana, miscelati insieme dal produttore e ridotti in polvere, danno luogo a due fasi principali, una vetrosa e l'altra cristallina. La fase vetrosa che si forma durante il procedimento a fuoco presenta le caratteristiche tipiche del vetro, come la fragilità, gli schemi di frattura non direzionali, lo scorrimento sotto sforzo e l'alta tensione superficiale allo stato fluido. La fase cristallina comprende la leucite e gli ossidi metallici usati come coloranti e opacizzanti.

In laboratorio la polvere di porcellana viene mescolata con il liquido fornito dal produttore o con acqua distillata ed eventualmente con altre sostanze che ne aumentano la viscosità e la bagnabilità, si pone poi l'impasto sul metallo.

La condensazione serve ad eliminare l'eccesso di acqua per avvicinare le particelle e diminuire la contrazione finale, può essere effettuata assorbendo l'acqua con carta, o sottoponendo il moncone a vibrazione leggera o aggiungendo polvere asciutta in superficie.

La cottura in laboratorio non comporta reazioni chimiche, che sono già avvenute nel processo di preparazione industriale, ma consiste fondamentalmente in due fasi:

- › **preriscaldamento:** serve ad eliminare l'acqua libera usata per impastare la polvere di ceramica;
- › **sinterizzazione:** serve ad aumentare il contatto tra le particelle che prima si collegano fra loro e poi si fondono; l'addensamento per mezzo di una fase liquida viscosa prende il nome di vetrificazione: la fase vetrosa penetra fra gli interstizi delle particelle eliminando le porosità aperte in modo che residuano solo piccoli pori non comunicanti. In tal modo aumenta la densità della massa.

Nella cottura si distinguono diverse fasi:

- › fase del biscotto;
- › colorazione;
- › smaltatura.

L'alto ritiro della porcellana durante la cottura è dovuto alla sinterizzazione, poiché le particelle della polvere sono messe a contatto. La cottura della porcellana deve essere effettuata esattamente secondo le istruzioni dei produttori. Se la capsula rimane nel forno troppo a lungo, perde la forma data a causa del flusso pyroplastico (flusso del vetro fuso) e diventa troppo lucida.

Il glazing o smaltatura si effettua per rimediare ad una certa porosità, che è sempre presente nella porcellana, con i piccoli vuoti dell'aria che sono esposti alla superficie e che potrebbe permettere l'ingresso dei batteri e dei liquidi orali e l'accumulo di placca. La superficie è smaltata per produrre uno strato esterno regolare, lucido ed impermeabile.

I vetri sono estremamente sensibili alla presenza dei microcracks di superficie e questo rappresenta uno degli svantaggi principali nell'uso di porcellana dentale. Durante il raffreddamento dalla temperatura del forno, la parte esterna della porcellana si raffredderà più velocemente dell'interna, poiché la porcellana ha una conducibilità termica bassa. La superficie esterna si contrae

inizialmente più della parte interna, con conseguente nascita di tensioni interne.

10.3.2 Applicazione e classificazione

Le porcellane dentarie possono essere classificate in base alla loro composizione, alla loro temperatura di fusione e al loro impiego.

In base alla composizione si possono distinguere in:

- › **porcellane dentarie feldspatiche:** costituite dal 25% di silice, dal 60% di feldspati e per il 15% da sostanza di altra natura. Hanno un intervallo di un rammollimento notevolmente più basso rispetto alle altre porcellane. Vengono utilizzate per la modellazione di corone a giacca e di intarsi;
- › **porcellane dentali feldspatiche per metallo-ceramica:** si utilizzano per le corone in metallo-ceramica. Questo tipo di materiale è simile a quello che si utilizza per le corone a giacca, ma ha la caratteristica di una cottura a media e bassa temperatura con un coefficiente di dilatazione termica molto vicino a quello delle leghe metalliche usate per la fusione di corone e ponti. Proprio per questa specifica caratteristica, questo tipo di porcellane possono essere utilizzate per costruire corone con una struttura di supporto in metallo. Infatti avendo i due materiali un coefficiente di dilatazione simile, nelle fasi di raffreddamento in cui ci sono contrazioni e nelle fasi di riscaldamento in cui ci sono dilatazioni, tendono a compensarsi riducendo in maniera significativa il rischio di rottura e incrinature della ceramica;
- › **porcellane dentarie alluminose:** materiali caratterizzati da un maggior contenuto di allumina fino alla percentuale del 50% con il risultato di ottenere un manufatto dotato di una maggiore resistenza, come le corone a giacca. La resistenza aumenta con un l'aumentare della concentrazione di allumina e con il diminuire delle dimensioni delle particelle di allumina. Le porcellane alluminose che hanno una temperatura medio-bassa di cottura sono utilizzate per intarsi e per faccette vestibolari.

Tutte le leghe e porcellane dentarie sono delle polveri di varia granulometria e composizione. Nel procedimento di modellazione di una corona ceramica all'interno dello stesso tipo di ceramica si possono bilanciare i vari componenti stabilendo la loro posizione nello spessore del manufatto protesico. Abbiamo quindi la seguente classificazione:

- › **porcellane opache:** ottenute aggiungendo delle quantità opportune di sostanze opacizzanti come ossido di titanio e di zirconio. Si utilizzano per nascondere il colore dell'armatura metallica. Dopo la cottura, la loro superficie risulta irregolare e granulosa con la caratteristica di riflettere la luce disperdendola negli strati sovrastanti della ceramica. Conferisce al restauro un aspetto più naturale;
- › **dentina:** è una porcellana con pigmenti che conferiscono delle specifiche tonalità di colore. Sono

applicate sulle ceramiche opache e costituiscono una massa principale più voluminosa della corona. Sono di due tipi: le dentine opache gengivali a scarsa traslucenza, usate nelle zone di minore spessore per simulare l'aspetto della porzione gengivale delle corone dei denti, e le dentine normali a elevata traslucenza, usate per costruire il nucleo centrale della corona dentaria. Per incrementare gli effetti, i toni e i colori si usano le porcellane intensive;

- ▶ **smalti:** sono dotati di traslucenza molto elevata poiché sono ricchi di ossidi di metalli alcalini e alcalino-terrosi. Servono a conferire il tipico aspetto smaltato dei denti naturali. Si pongono sopra la dentina per ottenere effetti di luminosità e opalescenza. Per le zone incisive dell'elemento dentario, in cui è necessario aumentare la trasparenza, si utilizzano le porcellane trasparenti che hanno caratteristiche simile agli smalti;
- ▶ **vernici trasparenti:** sono costituite da alluminosilicati con un elevato contenuto di alluminio che ne aumenta la viscosità e riduce la tendenza a scivolare dalla superficie durante la cottura. Vengono utilizzate in sottile strato sulla superficie della corona già finita e smaltata al fine di ridurre le porosità che si possono formare sulla superficie del manufatto durante la cottura.

In base alla temperatura di fusione, le porcellane dentarie fondono:

- ▶ ad alta temperatura: 1.290-1.370 °C. Vengono utilizzate per denti artificiali, per protesi totali o parziali. Sono caratterizzati da elevata resistenza, insolubilità, traslucenza, precisione del modello durante i trattamenti di cottura.
- ▶ a media temperatura: 1.080-1.260 °C. L'aggiunta di agenti fondenti ne restringe l'intervallo di fusione.
- ▶ a bassa temperatura: 870-1.065 °C.
- ▶ low fusion ceramics: 600-650 °C.

Le porcellane a media e bassa temperatura di fusione vengono usate per:

- metallo ceramica e ceramica integrale; la temperatura più bassa è richiesta nella fusione della porcellana su metallo perché le differenze tra i loro coefficienti di espansione possono essere meglio tollerate agli intervalli di temperatura più bassi;
- porcellane feldspatiche;
- porcellane alluminose.

10.3.2.1 Tipi di corone ceramiche

- ▶ **Corona a giacca.** Questo tipo di ricostruzione raggiunge i massimi risultati estetici. Lo strato più profondo della ricostruzione è composto da una porcellana contenente dal 40 al 50% di allumina. Essa è quasi due volte più resistente della porcellana standard, grazie ai cristalli di allumina che impediscono la propagazione delle microfessure.
- ▶ **Corona metallo-ceramica.** In questo tipo di ricostruzione protesica si uniscono la resistenza e la precisione di adattamento di un elemento metallico

fuso ai risultati estetici delle porcellane dentarie. Una corona in oro-ceramica si compone di una infrastruttura metallica, che si adatta alla preparazione, e funge da sostegno alla porcellana di copertura (fig. 21). Il materiale è costituito da tre strati:

- uno strato opaco copre la lega sottostante;
- uno strato di porcellana dentina, che è quello più luminoso e dà colore;
- uno strato di smalto traslucido, che copre principalmente il bordo incisivo.

Resistenza alla frattura e solidità caratterizzano il successo delle corone in oro-ceramica.

- ▶ **Corone integrali in ceramica su foglio di platino.** Sono manufatti protesici, simili alle corone a giacca, in porcellana alluminosa, con la differenza di essere modellati su un foglio di platino dello spessore di 0,025 mm che ricopre il moncone in gesso; al termine della lavorazione il foglio di platino viene rimosso dalla corona in ceramica che può riacquistare tutte le sue specifiche doti di traslucenza.
- ▶ **Corone integrali in ceramica fuse.** Sono corone a giacca che sfruttano il principio della fusione a cera persa. Dopo la modellazione in cera sul moncone in gesso, mediante l'uso di apposite macchine, si ottiene la fusione iniettando materiale ceramico al posto della cera. Sono corone molto precise, con buone caratteristiche meccaniche, ma richiedono più cotture per effettuare correzioni cromatiche della corona fusa che è monocromatica. Si può eseguire anche la sola fusione di un nucleo centrale sul quale poi modellare il dente secondo la tecnica consueta per le corone ceramiche.
- ▶ **Corone integrali in ceramica da fresatura computerizzata.** È una metodica che sfrutta le possibilità tecnologiche dell'alta precisione ottenibile con la lettura laser mediante l'uso di uno scanner che legge i limiti e i margini della preparazione protesica sul moncone in gesso riproducendo il pilastro rilevato con l'impronta. Il risultato di questa lettura è un file che viene inviato ad un centro dove sofisticate apparecchiature computerizzate eseguono la preparazione del moncone ricavandolo da un blocco di ceramica alluminosa. Successivamente questa cappetta viene restituita all'odontotecnico che provvederà ad una modellazione convenzionale con i materiali ceramici tradizionali. Questa procedura, limitata a elementi dentari singoli, è comunemente nota come corona Procera.



FIG. 21 Manufatto protesico in oro-ceramica.

10.3.3 Caratteristiche chimico-fisiche

Le caratteristiche principali comprendono la contrazione lineare e volumetrica, la resistenza trasversale e la densità relativa della massa di porcellana cotta, la contrazione lineare della porcellana smaltata è circa del 14% per le porcellane basso fondenti e dell'11,5% per quelle alto fondenti. La contrazione volumetrica per le porcellane basso fondenti è circa 32-33% e 28-34% per quelle alto fondenti. Le porcellane a media temperatura di fusione hanno valori di contrazione intermedi.

La tecnica e il grado di condensazione e di compattazione della polvere di ceramica durante la modellazione del restauro prima della cottura, il grado di cottura e la procedura seguita nella fusione della massa ceramica sono molto importanti. La densità relativa della massa di porcellana fusa è meno influenzata dalle tecniche di manipolazione e c'è poca differenza tra il tipo alto- e bassofondente. La densità relativa apparente è 2,2-2,3 mentre quella reale è circa 2,4.

La resistenza trasversale della porcellana è tra 62 e 90 MPa, la resistenza al taglio è 110 MPa, la resistenza a trazione diametrale è inferiore a 34 MPa e la resistenza a compressione è circa 172 MPa. La bassa resistenza alla trazione è dovuta alla presenza di fenditure esterne ed interne (fenditure di Griffith) che si propagano soprattutto se sottoposte a forze di trazione che tendono ad allargarle, mentre le forze di compressione tendono a chiuderle.

Il modulo di Young è 69 GPa e questo influisce sulla fragilità in quanto aumenta all'aumentare della resistenza. La conduttività termica è 0,003 cal/sec/cm² (°C/cm), la diffusività è 0,64 mm²/sec ed il coefficiente di espansione lineare è di 12x10⁻⁶/°C, quindi le porcellane costituiscono degli ottimi isolanti termici per polpa e dentina.

La durezza Knoop è 460 kg/mm², maggiore di quella dello smalto (340 kg/mm²). La durezza della ceramica è generalmente considerata la causa diretta dell'usura dello smalto antagonista, in realtà un fattore rilevante nel determinare l'entità del potere abrasivo durante la funzione orale è il tipo di microstruttura di una determinata porcellana. Oltre alle dimensioni delle particelle è importante la condensazione dell'impasto ceramico durante la modellazione, in modo da avvicinare il più possibile le particelle riducendo le porosità e irregolarità che realmente sono la causa principale dell'usura degli antagonisti.

È importante che qualsiasi ritocco in bocca della ceramica sia seguito dalla lucidatura.

10.3.4 Norme

- › La ISO 6872 *Dental ceramic* specifica i requisiti e i corrispondenti metodi di prova delle ceramiche dentali per la costruzione di tutti i tipi di protesi fisse in ceramica. I requisiti riguardano l'uniformità del

materiale, l'assenza di sostanze estranee, l'emissione di radioattività, le caratteristiche di miscelazione e condensazione, le proprietà fisiche e chimiche e la biocompatibilità. Secondo questa norma, le ceramiche si suddividono in Tipo I (ceramiche disponibili sotto forma di polveri) e Tipo II (ceramiche disponibili sotto altre forme) e in ulteriori otto classi a seconda dell'utilizzo specifico (ceramica per nucleo, dentina, smalto, colletto, trasparente, colorante, per aggiunte, glaze).

- › La ISO 9693 *Dental ceramic fused to metal restorative materials* individua i requisiti e i metodi di valutazione delle leghe e delle ceramiche dentali per la costruzione delle protesi in metallo-ceramica, nonché quelli delle strutture che si ottengono tramite l'abbinamento di tali materiali.

10.3.5 Vetroc ceramiche da colata

Una vetroceramica (V-C) è un materiale prodotto nello stato vetroso che viene poi convertito allo stato cristallino attraverso un trattamento termico, i cristalli non crescono casualmente ma attraverso una germinazione mirata e uno sviluppo guidato dei cristalli: le vetroceramiche sono vetri colabili con la tecnica della cera persa. Il prodotto vetroceramica più utilizzato è un materiale silicico che con trattamento termico si trasforma in mica. Il manufatto in vetroceramica deve comunque essere rivestito con una porcellana dentale per motivi estetici. La ceramica cristallizzata presenta resistenza a flessione attorno a 152 MPa ed una durezza Knoop di 362 Kg/mm².

- › V-C di mica $Na_2Al_4^{6-}Si_4O_{20}(OH,F)^4$: sono traslucide e possono essere prodotte in vari colori. Si possono seguire due procedimenti per la ristrutturazione dentale: macinazione e messa in forma; formatura centrifuga + trattamento termico per la devetrificazione.
- › V-C di leucite: una base vetrosa, contenente SiO₂, Al₂O₃, K₂O, Na₂O, B₂O₃, CeO₂, CaO, BaO, TiO₂ viene convertita in V-C di leucite (KAlSi₂O₆) tramite un meccanismo di cristallizzazione di superficie. Con un trattamento termico (800-1.200 °C) nucleano i cristalli sulla superficie interna di vetro.

Agli inizi degli anni '80 è comparsa la prima vetroceramica, la ceramica Dicor, composta al 45% in volume di vetro e al 55% di mica cristallina tetrasilicica. Il materiale era fornito in piccoli lingotti allo stato vitreo, la ceramizzazione avveniva per formazione di cristalli di mica intorno agli atomi di fluoro dell'agente nucleante. Il materiale presentava grossi limiti estetici.

La ceramica Empress è una vetroceramica costituita da una base vetrosa contenente germi latenti di leucite che durante la cottura sviluppano cristalli di leucite delle dimensioni di pochi micron. Le vetroceramiche nate per sostituire la metallo-ceramica

e migliorare le caratteristiche estetiche sono state soppiantate dalle ceramiche fresate.

10.3.6 Denti artificiali

Per la loro realizzazione, si utilizzano le porcellane ad alta temperatura di cottura, di solito con feldspati in concentrazione di circa il 75- 85%, quarzo in concentrazione di circa il 12-22%, caolino in concentrazione fino a circa il 4%, opacizzanti e pigmenti. I denti in porcellana presentano una durezza superiore a smalto dentina e denti artificiali in resina, lo stesso vale per la resistenza all'abrasione, 10-20 volte superiore a quella dei denti in resina.

Dato che la ceramica è un materiale fragile, per ottenere un aumento della resistenza dei denti artificiali si fa in modo che gli strati più interni presentino coefficienti di dilatazione termica leggermente maggiori di quelli più esterni. La porcellana resiste a qualsiasi solvente tranne all'acido fluoridrico, non assorbe acqua e non cambia colore dopo esposizione alla luce.

La resistenza alla flessione e all'impatto è inferiore a quella dei denti in resina, questo determina una scarsa resistenza alla frattura (fragilità) per colpo improvviso. I denti artificiali in porcellana hanno un'ottima stabilità dimensionale e non presentano scorrimento a freddo. La norma ISO 4824 (*Ceramic denture teeth*) stabilisce i requisiti per i denti in ceramica utilizzati per la realizzazione delle protesi rimovibili.

10.3.7 Ceramica per zirconia

I restauri realizzati con le strutture in ossido di zirconio devono essere successivamente rivestiti con un materiale estetico compatibile. È quindi necessario raffrontare i coefficienti di espansione termica (CET) dei due materiali ceramici, specialmente quello all'ossido di zirconio, che possiede un CET relativamente basso (circa 10 ppm). Negli ultimi anni sono stati sviluppati degli speciali tipi di ceramica di copertura con un CET uguale o minore di quello dell'ossido di zirconio, che legano molto bene con questo materiale.

In genere, è sconsigliato l'utilizzo di altre ceramiche in quanto potrebbero portare alla frattura del manufatto protesico. Solitamente la lavorazione delle ceramiche di copertura risulta simile a quella utilizzata per il rivestimento estetico del metallo. D'altra parte, non bisogna dimenticare che questo tipo di ceramica richiede una tecnica di stratificazione che tenga in considerazione le caratteristiche ottiche ed estetiche della sottostruttura realizzata in ossido di zirconio. Infatti, la traslucenza della sottostruttura permette un buon passaggio della luce. Rispetto ai sistemi tradizionali, i materiali estetici per la copertura delle strutture in ceramica integrale possiedono qualità estetiche superiori che vengono valorizzate

da un attento utilizzo delle diverse masse e modificatori di tinta.

10.4 Forma e colore del dente

Un manufatto protesico ideale deve necessariamente avere requisiti di funzionalità, resistenza ed estetica ottimali; occorre quindi prestare sempre la massima attenzione ai seguenti aspetti.

- › **Forma dentale anatomicamente perfetta:** è importante ricostruire il dente interessato il più possibile simile a quello che il paziente aveva in natura.
- › **Ricerca del corretto punto di contatto:** al fine di ottenere una distribuzione uniforme del carico masticatorio su tutta l'arcata e di proteggere la zona delle papille interdentali dal ristagno di residui di masticazione e quindi dal rischio di recidive cariose.
- › **Corretta occlusione:** è fondamentale ristabilire la corretta masticazione e le fisiologiche funzioni articolari (apertura, chiusura, lateralità destra-sinistra, protusione-retrusione e la corretta fonetica). Una "sottocclusione" potrebbe determinare l'estrusione del dente antagonista, mentre con il fenomeno contrario potremmo avere danneggiamenti alla polpa del dente (pulpiti) ed ai legamenti alveolo-dentali (parodontopatie).
- › **Corretta ricostruzione della curvatura assiale:** questa è la bombatura di ogni singolo dente in tutte le superfici verticali e va ristabilita durante la modellazione in dimensioni adeguate
- › **Arrotondamento delle cuspidi:** questa operazione si esegue per evitare che la corona protesica che verrà applicata in bocca al paziente possa danneggiare il dente antagonista

In quest'ottica, è facile comprendere come la forma, il colore, la stratificazione e la struttura superficiale del manufatto protesico siano alla base del successo clinico sia estetico che funzionale.

10.4.1 Il colore e le sue applicazioni nel campo dentale

Possiamo definire il colore come la percezione della luce riflessa da un oggetto. La luce è costituita da particelle chiamate fotoni, rappresentati sotto forma di onde elettromagnetiche, cioè da un'onda elettrica ed un'onda magnetica che vibrano in concordanza di fase. La percezione umana della luce comprende onde elettromagnetiche di lunghezza compresa tra i 400 e i 700 nanometri.

La luce da noi percepita, cioè la luce "bianca", è in realtà una miscela di onde elettromagnetiche di varia energia; tale affermazione è facilmente dimostrabile con uno spettro che scompone la luce visibile nei vari colori che la costituiscono.

Se la luce colpisce un oggetto essa può:

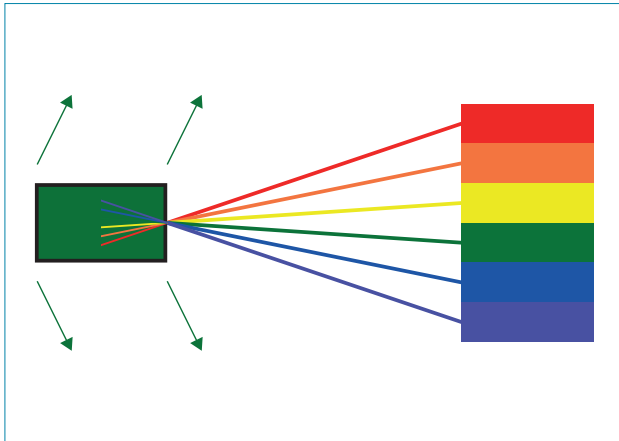


FIG. 22 Schematizzazione di come un oggetto ci appaia verde.

- › essere assorbita trasformandosi in calore (**assorbimento**);
- › oltrepassare la materia (**trasmissione**);
- › essere riflessa (**riflessione**).

Un oggetto appare di un dato colore perché la sua superficie è in grado di assorbire determinate lunghezze d'onda della luce, riflettendone altre. Se un oggetto ci appare verde è perché esso riflette la lunghezza d'onda del verde assorbendo invece tutte le altre (fig. 22). Se risulta essere nero o bianco vorrà dire che assorbe tutte o nessuna delle lunghezze d'onda della luce visibile.

Gli oggetti dal canto loro possono interagire con la luce in vari modi potendo risultare:

- › **trasparenti**, se si lasciano attraversare totalmente dalla luce;
- › **traslucidi**, quando vi sia una modesta distorsione o diffusione del raggio incidente lasciando scorgere i contorni di un'immagine al di là dell'oggetto osservato;
- › **opachi**, quando la luce non oltrepassa l'oggetto in alcun modo, perché assorbita o riflessa;
- › **speculari**, se la riflessione ha lo stesso angolo d'incidenza e coinvolge tutte le lunghezze d'onda (si parla di superficie specchiata);
- › **opalescenti**, se l'oggetto assorbe e riflette la luce ma per una certa misura, seppur minima, si lascia attraversare da essa; con la luce trasmessa assumono un colore diverso a seconda della posizione;
- › **fluorescenti**, se vi è autoemissione di radiazioni la cui lunghezza d'onda è superiore a quella della luce che investe la superficie.

10.4.1.1 Colore: concetti fondamentali

Molto si deve alla ricerca di A.H. Munsell che studiò questo argomento standardizzandone il linguaggio della comunicazione. Per chiarire meglio il linguaggio del colore usò come esempio una scatola: come una scatola, infatti, il colore si può misurare con una altezza (valore), una lunghezza (croma) ed una profondità (tinta).

Possiamo definire:

- › **tinta**: qualità o nome del colore;
- › **croma**: intensità della tinta, forza del colore;
- › **saturazione**: misurazione della quantità di tinta;
- › **valore**: quantità di grigio presente nel colore.

Munsell partì dal bianco assoluto arrivando al nero assoluto suddividendolo in 10 gradazioni di grigio. Se dal bianco ci spostiamo verso il nero, si abbassa il valore (+ grigio); se dal nero ci spostiamo verso il bianco, si alza il valore (- grigio).

Verso la fine degli anni cinquanta un altro importante studioso, Harald Küppers, formulò le leggi di mescolanza dei colori, ad interpretazione del principio di funzionamento dell'organo visivo. Le leggi di mescolanza dei colori riguardano la manipolazione dell'organo visivo che ha per scopo l'attivazione del meccanismo sensitivo volta a sottolineare alcune precise sensazioni del colore. Tale manipolazione può avvenire nei punti più diversi della catena d'azione tra l'emissione della luce e la sensazione del colore. Küppers formulò ben 11 leggi di mescolanza dei colori, di cui le più importanti sono quelle addittiva e sottrattiva.

Per la teoria addittiva, il sistema nervoso centrale riconosce, nella "addizione" di tutti i segnali provenienti dai coni, un particolare colore. La miscela addittiva necessita dei colori-luce in forma dei tre colori di base additivi: rosso (R), verde (G) e blu (B). Quando le tre luci-colori cromatiche colpiscono contemporaneamente lo stesso punto della retina con un'intensità variabile da 0 al 100%, è possibile provocare l'organo visivo in modo da produrre dalla loro mescolanza tutte le altre sensazioni di colore. Con questo sistema, fasci di luce colorata sovrapposti danno origine a colori più chiari, poiché la luminosità dei vari fasci di luce si somma. La sovrapposizione dei tre fasci di luce dei colori-luce primari ricompono la luce bianca.

Nella teoria sottrattiva, invece, connotiamo il termine "sottrattivo" al fatto che ciascun pigmento, in quanto capace di assorbire determinate lunghezze d'onda, "sottrae" alla luce alcuni colori. Rispetto alla miscela addittiva, la mescolanza sottrattiva ha luogo in un punto anteriore della catena d'azione tra luce e sensazione del colore, ossia nel settore della materia. Nel sistema sottrattivo i colori primari sono tre: rosso, giallo e blu. Miscelando tra loro le tinte primarie, si ottengono le tinte secondarie: l'unione di giallo e blu darà origine al verde, quella di giallo e rosso darà l'arancione, quella di blu e rosso darà il viola. Verde, arancione e viola sono quindi definiti colori secondari.

Una rappresentazione visiva schematica della posizione dei colori primari, secondari e terziari, disposti in modo da passare da un primario all'altro attraverso le diverse combinazioni che da questi si ottengono, è definita "ruota cromatica".

Una ruota cromatica è il sistema più facile per capire come i colori interagiscono tra loro. La ruota cromatica è chiamata anche disco o cerchio cromatico o ancora disco di Newton, dal nome dello scopritore della fisica della luce. Grazie a questo schema è poi possibile



FIG. 23 Colori primari e loro complementari.

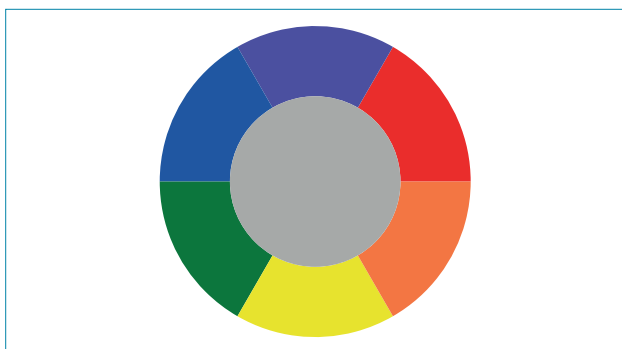


FIG. 24 La miscelazione fra due colori complementari forma il grigio.

identificare rapidamente i colori complementari, ed operare scelte cromatiche (accostamenti, sfumature e contrasti) efficaci. Ogni colore sulla ruota cromatica ha infatti sul lato opposto il suo complementare (fig. 23). In questo modo il complementare del giallo sarà il viola, quello del rosso il verde, quello del blu l'arancione. Quando due colori complementari vengono mescolati tra loro si forma il colore grigio (fig. 24). A tale proposito, è bene ricordare che quando si parla di colore grigio occorre fare una distinzione fra il grigio cosiddetto semplice, derivante dalla miscelazione dei pigmenti bianco e nero (non può essere utilizzato sulla superficie del dente perché opaco), ed il grigio complesso, risultante dal miscuglio dei tre colori primari o dei complementari (si integra perfettamente alla superficie dentale perché traslucente).

Definiamo, infine, come terziari quei colori risultanti dalla mescolanza di un colore primario con uno secondario.

10.4.1.2 Colore dei denti

Stabilire con esattezza il colore dei denti non risulta sempre facile; non vi è infatti un colore standard dei denti, sebbene, comunque, esso possa variare entro certi limiti che vanno dal bianco-grigio al giallo-marrone. Il colore tende poi a variare da individuo ad individuo e da dente a dente, in funzione della razza, del sesso, dell'età e di tutta una serie di fattori ereditari non

quantificabili.

In terapia protesica viene da sempre enfatizzata la problematica della quantificazione del colore del dente. Le minime variazioni di colore, se male interpretate, comportano l'immediato contrasto del manufatto con la dentizione naturale residua. Fattori esterni, quali ad esempio il tipo di luce presente nell'ambiente, possono influenzare negativamente la rilevazione del colore. Comunque, in termini più appropriati, si dovrebbe parlare più che di "scelta del colore" piuttosto di "registrazione" dell'intensità cromatica delle diverse aree del dente (dentina) e della tendenza del valore (smalto). Per rendere il manufatto perfettamente integrato con il resto della dentatura naturale assume poi un notevole rilievo la riproduzione di eventuali caratterizzazioni (rigature, pigmentazioni, ecc.).

È comunque nella fabbricazione delle protesi che emerge l'aspetto più critico dell'imitazione dei denti naturali. Risulta infatti estremamente difficile avere il pieno controllo della grande quantità di fattori che vanno ad influenzare l'aspetto finale del manufatto.

Il colore dei denti si può misurare principalmente in due modi: attraverso un complesso sistema di valutazione oggettiva, il Sistema CIE L*, a*, b* o attraverso il confronto soggettivo con una scala colore.

Nel 1978 la Commission Internazionale de l'Eclairage, CIE ha messo a punto un sistema per la descrizione del colore noto come Sistema CIE L*, a*, b*, un metodo di quantificazione del colore oggettivo che converte il colore in valori numerici. In pratica:

- ▶ L* indica la chiarezza del colore, va da 0 (nero) a 100 (bianco);
- ▶ a* indica la quantità di verde / rosso, va da -a (verso il verde) a +a (verso il rosso);
- ▶ b* indica la quantità di blu / giallo, va da -b (verso il blu) a +b (verso il giallo)

Per la rilevazione di questi parametri si impiegano particolari strumenti, quali spettrofotometri o colorimetri elaborati al computer.

Questo sistema necessita di apparecchiature particolari ed è molto utile per la valutazione di oggetti opachi, mentre i denti essendo traslucidi non hanno un colore uniforme in quanto le sfumature cambiano da zona a zona dello stesso elemento. In virtù di quanto detto, il Sistema CIE L*, a*, b* non è molto pratico per l'uso odontoiatrico quotidiano.

Nella maggior parte dei casi, quindi, viene utilizzato ancora un confronto visivo dei denti del paziente con campioni di riferimento (scala colori) forniti dalle case produttrici dei materiali impiegati per la ricostruzione e classificati secondo specifiche scale. Ovviamente la determinazione del colore del dente effettuata in questo modo è altamente soggettiva in quanto estremamente dipendente dalla scelta dell'operatore e quindi da variabili legate alle condizioni di luminosità del momento. Un ulteriore importante fattore è rappresentato dal numero di elementi campione presenti sulla scala colori di riferimento. Se il numero è eccessivo, le comparazioni richieste col dente naturale possono



FIG. 25
Scala colori.

risultare eccessivamente impegnative per l'occhio umano, che può in queste condizioni stancarsi facilmente col risultato di non ottenere una scelta finale soddisfacente. D'altro canto una scala colori con pochi campioni di riferimento può non offrire una scelta ottimale, viste le notevoli variazioni cromatiche fra campione e campione.

Esistono in commercio diverse scale colori, ma la più usata è la scala VITA® (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) introdotta ormai da più di cinquanta anni e comunemente usata in odontoiatria conservativa e protesica. È composta da 16 campioni, a ognuno dei quali corrisponde una tonalità di colore, dal più chiaro al più scuro, cioè da A1 a D4 (fig. 25).

10.4.1.3 Suggerimenti per una corretta presa del colore

Molti fattori esterni possono influenzare la rilevazione, del colore; uno dei principali elementi da considerare è il tipo di luce presente nell'ambiente. Per la rilevazione del colore con luce naturale, la fascia oraria più indicata è quella che va dalle 10,00 alle 14,00 circa. Per avere una buona resa del colore in un luogo chiuso bisognerebbe optare per un'illuminazione con dei tubi al neon che garantiscano una resa cromatica di circa 5000 kelvin, evitando comunque le lampade operatorie.

In linea generale, poi, occorre seguire queste altre indicazioni.

- eseguire la presa del colore prima della preparazione, perché dopo il colore del dente può risultare troppo bianco come conseguenza della disidratazione;
- eseguire la presa del colore rapidamente, accettando sempre la prima scelta, perché dopo circa 5-7 secondi gli occhi sono già affaticati;
- nell'ambiente circostante i colori devono essere tenui: il paziente deve rinunciare al rossetto, non utilizzare occhiali con lenti colorate, non indossare indumenti di colori vivaci o coprirli con un telo grigio.

10.4.2 Forma dentale

Per successo clinico si intende la soddisfazione, a breve e lungo termine, dei requisiti di biocompatibilità, estetica, funzione, stabilizzazione oclusale e durata. In tutti i casi in cui sia possibile, comunque, la protesi fissa è sempre preferibile a quella mobile. In essa il manufat-

to viene fissato ai cosiddetti "denti pilastro" attraverso cementazione, senza possibilità di rimozione da parte del paziente.

La protesi fissa può essere di ricostruzione (se va a ricostituire le parti anatomiche del dente perse) o di sostituzione (se sostituisce completamente l'elemento dentario). Se si ha un ancoraggio sul residuo sano del dente naturale definiremo l'elemento come "corona" o "capsula".

In particolare, una protesi fissa in metallo-ceramica è composta normalmente da due strati: un'armatura interna metallica (detta anche cappetta o struttura) ed uno strato esterno di materiale ceramico. Un manufatto di questo genere permette, allo stesso tempo, di sostituire grossi volumi di sostanza dentale mancante e di preservare e conservare quella ancora sana. Alla restituzione di una ideale attività funzionale, si affianca anche la soddisfazione di determinati requisiti estetici.

La struttura metallica ha lo scopo di riprodurre, in misura ridotta, la struttura del dente da protesizzare. È importante che essa, adeguatamente modellata, consenta di ottenere uno spessore pressoché uniforme della ceramica nella zona delle fessure e delle cuspidi. Si ottiene in questo modo una trasmissione delle forze generate dai carichi masticatori sulla struttura e non sulla ceramica. Quindi, la struttura stessa non deve presentare angoli o spigoli vivi che genererebbero pericolosi punti di tensione durante i cicli masticatori, con rischio di distacchi e/o incrinature. In linea generale, lo spessore delle pareti della struttura metallica non dovrebbe essere inferiore a 0,3 mm per le corone singole ed a 0,5 mm per corone pilastro.

Nella progettazione di un ponte a più elementi in oro-ceramica occorre sempre prestare la massima attenzione alla sezione della superficie di connessione interdentale, che ha un notevole influsso sulla stabilità del restauro durante la fase di lavorazione e sul successo clinico a lungo termine dopo la cementazione. Pertanto questa sezione deve sempre essere adeguatamente dimensionata. Il rispetto degli spessori minimi consente di ottenere una maggiore stabilità della struttura metallica e del legame metallo-ceramica. In questa maniera, inoltre, si evita il cosiddetto fenomeno del "marginal creep", cioè la deformazione dei bordi di chiusura e della struttura durante la ceramizzazione. La stabilità della struttura nei vari trattamenti termici aumenta proporzionalmente al maggior spessore delle pareti e delle sezioni trasversali. Design e spessore della connessione, inoltre, devono sempre essere realizzati in modo da garantire un'ottima resa estetica associata alla non meno importante igiene parodontale. Per soddisfare questo ultimo aspetto è di assoluta importanza la realizzazione di un adeguato spazio interdentale, evitando la formazione di quei "triangoli scuri" che impedirebbero le normali manovre di igiene con spazzolini e scovolini interdentali. Anche il design dell'elemento intermedio dovrebbe avvenire considerando gli aspetti estetici, funzionali ed igienici.

Le caratteristiche di trasparenza, colore ed intensità

conferiscono alle ceramiche dentali, come precedentemente detto, eccellenti qualità estetiche, ulteriormente valorizzabili grazie alla disponibilità di opacità, trasparenze e caratterizzazioni. Tipicamente, attraverso un accurato lavoro di stratificazione dei diversi tipi di ceramiche (le cosiddette “masse”), si arriva alla finalizzazione del manufatto protesico con le caratteristiche estetiche richieste inizialmente dall'odontoiatra. Il primo strato di ceramica da applicare è quello dell'opaco o “massa base”. Questo tipo di porcellana opaca contiene, oltre ai componenti fondamentali, opportune concentrazioni di ossidi (titanio e zirconio), allo scopo di conferirne la tipica opacità. L'opaco di colore bianco serve a creare il primo strato di materiale avente lo scopo di mascherare adeguatamente la struttura metallica dell'armatura, perché la luce è respinta totalmente da una superficie bianca (da una nera viceversa sarebbe tutta assorbita, da una grigia in parte riflessa e in parte assorbita). Inoltre il bianco consente di avere uno sfondo uguale qualunque sia il metallo sottostante (giallo o grigio). Una massa base ideale deve avere un potere coprente molto elevato anche con spessori sottili. Normalmente lo strato opaco viene applicato in due fasi successive: la prima applicazione (“wash”), con un pennello in modo molto sottile, ma che comunque riesca a coprire le ruvidità superficiali del metallo (questa fase è la più critica per la formazione del legame metallo-ceramica), sarà seguita da una seconda applicazione in modo che la struttura metallica sia completamente e correttamente coperta. È consigliabile effettuare il secondo wash impiegando tre opachi diversi, perché è preferibile avere già sul fondo opaco una differenziazione fra area del colletto, area centrale, più luminosa in cui serve quindi un valore alto, e area incisale più colorata. Dopo la cottura in forno questo strato dovrebbe presentarsi con una lucentezza serica a “guscio d'uovo”. Nell'eventualità si presenti una eccessiva lucentezza è consigliabile abbassare la temperatura di cottura. Tenere sempre ben presente che, con i forni per ceramica, si può raggiungere a volte una temperatura maggiore rispetto a quella impostata. Questo avviene per la tendenza di questi forni a far salire la temperatura in maniera repentina e per l'inerzia di queste apparecchiature.

Sullo strato di opaco viene quindi stratificata la cosiddetta “massa dentina”. Essa contiene, oltre ai soliti componenti fondamentali, una adeguata percentuale di ossidi che ne determina la tonalità di base. La massa dentina viene applicata sull'opaco e rappresenta la parte più voluminosa della ricostruzione protesica; essa deve sempre essere applicata con uno spessore maggiore di quello necessario, per compensare la tipica contrazione che avviene durante la cottura.

Sopra la massa dentina viene poi applicata la “massa smalto”; questo tipo di ceramica, dotata di elevata trasparenza, contiene piccole percentuali di sostanze coloranti in modo da ottenere adeguate sfumature di colore che possano riprodurre il naturale effetto dello smalto dei denti naturali. La massa smalto, dopo la cot-

tura, mostra una superficie liscia e compatta che riduce il pericolo di incrinature o fratture.

Per effettuare tutte le correzioni necessarie a caratterizzare appropriatamente il manufatto protesico, al fine di renderlo il più simile possibile ai denti naturali, durante la lavorazione possono essere impiegate:

- › “masse intensive”, mescolate alla massa dentina e alla massa smalto al fine di ottenere la migliore tonalità di colore o per riprodurre decalcificazioni, discolorazioni, o altre caratteristiche presenti nei denti naturali del paziente;
- › “masse correttive”, utilizzate per piccole correzioni a protesi ultimata come ad esempio nei punti di contatto tra denti contigui;
- › “masse trasparenti”, utilizzate per riprodurre l'opalescenza dei denti naturali e per rafforzarne la trasparenza del margine incisale;
- › “colori di pittura”, sotto forma di polveri vetrose, da applicare prima della cottura, per differenziare ad esempio, il colletto del dente dal resto della corona.

Se le procedure illustrate finora non vengono eseguite con la massima scrupolosità possono verificarsi inconvenienti di varia natura. Le problematiche più frequenti riguardano la formazione di bolle o di crepe nella ceramica o, ancora, il distacco di essa dalla sottostruttura metallica. Tutto questo può avvenire a causa della presenza di porosità o di geometrie errate della struttura, per errati cicli di cottura o per insufficiente sabbiatura dell'armatura.

La presenza, negli elementi protesici metallo-ceramici, di una sottile “spalla” metallica sulla zona linguale o palatale della corona può invece considerarsi del tutto normale. Essa deriva dalla tendenza dei metalli a deformarsi durante la fase di ceramizzazione e quindi non deve essere considerata un fallimento delle fasi di lavorazione. La presenza di questa zona metallica nella parte meno visibile del manufatto non ne inficia l'estetica né può rappresentare una problematica di salute per il paziente, vista l'elevata biocompatibilità delle leghe usate attualmente in odontoiatria. Studi recenti, anzi, hanno dimostrato addirittura come la presenza di questa spalla sia auspicabile, in quanto sembra garantire al manufatto una migliore resistenza alla frattura. Nel caso comunque si voglia optare a questo antiestetico inconveniente si può optare per una corona di tipo “metal-free”.

Sicuramente, però, lo svantaggio estetico di maggiore rilievo delle protesi in metallo-ceramica rimane la mancanza di trasparenza a livello gengivale, in quanto i raggi della luce incidente, diversamente dal dente naturale, vengono bloccati dalla presenza del metallo sottostante e questo, anche in corone ben eseguite, provoca frequenti inestetismi.

10.5 Materiali da rivestimento

La tecnica di colatura a cera persa richiede la preparazione di uno stampo attorno al modellato in cera, in

materiale refrattario, che sarà utilizzato per accogliere il materiale metallico durante la fusione. Il materiale da rivestimento fluido viene versato intorno al modello di cera, completo di perni e cono, all'interno di un cilindro metallico che possa contenere la miscela fluida, la precisione del manufatto fuso dipende dalla precisione dello stampo.

Il rivestimento deve presentare un'espansione sufficiente per compensare la contrazione del modellato in cera e del metallo che avviene durante il procedimento di colatura a cera persa, per evitare che il manufatto sia sottodimensionato. Per compensare il ritiro della lega, si usano tecniche volte a rendere più ampia la cavità lasciata libera dal modello in cera nel rivestimento, di tanto quanto la lega si ritirerà successivamente.

L'indurimento del rivestimento può avvenire:

- › all'aria;
- › all'acqua;
- › sotto vuoto.

Il rivestimento deve essere poco costoso, facile da manipolare e deve indurire in un tempo relativamente breve (10-30 minuti); dopo l'operazione di colata, lo stampo deve fratturarsi facilmente per consentire un recupero semplice e senza danni del prodotto di fusione (bassa resilienza). Lo stampo di rivestimento deve avere a temperatura ambiente una resistenza sufficiente a permetterne un'agevole manipolazione.

La resistenza alla compressione deve essere sufficientemente alta rispetto alla temperatura di fusione, per sopportare le sollecitazioni che sopraggiungono quando il metallo fuso entra nello stampo. Tale resistenza non deve però neanche essere troppo elevata, perché durante il raffreddamento, tendendo a contrarsi più velocemente della lega, potrebbe determinare la deformazione della protesi.

La superficie interna dello stampo non deve rompersi ad alte temperature e non deve rilasciare gas che possano danneggiare la superficie della lega. Il rivestimento deve essere sufficientemente poroso per permettere la fuoriuscita dell'aria e degli altri gas che si formano nella cavità dello stampo quando entra la lega fusa.

Durante il processo di rivestimento il materiale deve ricoprire perfettamente il modellato in modo da creare superfici lisce ricreando i dettagli più fini e seguendo perfettamente i contorni (soprattutto i margini sottili). La miscela del rivestimento deve quindi risultare facilmente pennellabile sui modellati e colabile intorno ad essi. Il rivestimento non deve reagire chimicamente con il metallo e deve staccarsi perfettamente dal manufatto in lega.

Alcune leghe d'oro fondono a temperature relativamente basse di circa 900 °C, mentre alcune leghe al cromo richiedono temperature di fusione intorno ai 1.450 °C.

10.5.1 Composizione

I materiali da rivestimento devono contenere una sostanza refrattaria, cioè che non deve decomporsi o

disintegrarsi ad alte temperature e deve espandersi per compensare la contrazione della lega; una sostanza legante; additivi. Quindi il rivestimento è una miscela di tre componenti:

- › materiale refrattario: quarzo, tridimite e cristobalite (biossido di silicio);
- › materiale legante: solfato di calcio semiidrato, fosfati, silicati di etile;
- › altri composti chimici: cloruro di sodio, acido bórico, solfato di potassio, grafite, polvere di rame, ossido di magnesio (regolatori di espansione e del tempo di presa, riducenti l'ossidazione della lega).

10.5.2 Classificazione

- › Rivestimenti a legante di solfato di calcio.
- › Rivestimenti a legante fosfatico.
- › Rivestimenti a legante siliceo.

10.5.2.1 Rivestimenti a legante di solfato di calcio

I rivestimenti a legante gessoso vengono utilizzati per realizzare le forme refrattarie in cui colare le leghe d'oro che presentano temperature di colata relativamente basse (<1.200 °C).

Composizione:

- › silice (in una o più forme allotropiche) 60-70%;
- › solfato di calcio semiidrato 25-35%;
- › additivi chimici: sodio 4-7%.

Secondo la norma ISO 7490, i rivestimenti a legante gessoso si suddividono in:

- › tipo 1, a espansione termica, per la colata di intarsi e corone;
- › tipo 2, a espansione igroscopica, per la colata di intarsi e corone;
- › tipo 3, per la colata di basi di protesi totali e di scheletrati metallici per protesi parziali rimovibili.

Le caratteristiche definite nella norma sono: l'espansione di presa (%) a 2 ore, l'espansione igroscopica, l'espansione termica, il tempo di presa, la granulometria e la resistenza a compressione.

La compensazione del ritiro mediante espansione termica si ottiene lasciando che il rivestimento faccia presa all'aria dopo che il modellato in cera è stato rivestito con materiale refrattario. Successivamente il modellato in cera viene fuso e rimosso dal rivestimento, lasciando una cavità di stampo nella quale viene colato il metallo allo stato liquido. L'espansione di presa del rivestimento può determinare deformazioni del modello in cera, se per la costruzione di quest'ultimo si è impiegata una cera troppo tenera.

La temperatura raggiunta dal refrattario durante la colatura delle leghe va da 370 a 700 °C, a temperature più elevate il legante gessoso tende a deteriorarsi.

Durante la procedura di rivestimento il legante reagisce con l'acqua trasformandosi in solfato di calcio biidrato e

una parte dell'acqua di miscelazione rimane distribuita uniformemente nella miscela. Durante il riscaldamento (fino a 105 °C) l'acqua in eccesso evapora (espansione termica vera e propria) e il solfato di calcio biidrato comincia a perdere acqua (contrazione), in questo modo lo stampo rimane formato da solfato di calcio anidro, silice e alcuni additivi chimici.

Aumentando la temperatura la tridimite α si espande trasformandosi in tridimite β (160 °C) compensando la contrazione della componente gessosa; a seconda della quantità e tipologia di silice, aumentando la temperatura aumenta l'espansione per la trasformazione della cristobalite (200 °C) e del quarzo (573 °C) dalla forma α a quella β . L'espansione della silice deve compensare la contrazione del legante gessoso e deve avvenire grosso modo alla stessa temperatura.

La colata della lega deve avvenire successivamente alla rimozione del modellato in cera, evitando che lo stampo refrattario si raffreddi, perché se ciò avviene il materiale subisce una espansione termica che non corrisponde alla contrazione termica avvenuta durante il riscaldamento. Se poi si tenta di riscaldare nuovamente lo stampo, non si avrà mai la stessa contrazione avuta precedentemente e si rischia la formazione di crepe all'interno del rivestimento.

L'espansione di presa di un rivestimento è l'espansione lineare che si realizza nel materiale durante la reazione di presa in aria, l'espansione igroscopica si verifica dopo il rivestimento del modellato in cera quando il materiale viene a contatto con l'acqua. La compensazione del ritiro mediante espansione igroscopica del rivestimento si ottiene immergendo il cilindro in acqua immediatamente dopo aver effettuato il rivestimento del modellato in cera.

Il materiale da rivestimento, facendo presa in acqua, subisce un'espansione a causa di un assorbimento dell'acqua stessa, da parte del solfato di calcio durante l'idratazione, le particelle di biidrato che si formano non tendono inizialmente ad avvicinarsi tra loro durante l'assorbimento di acqua, come avviene nella reazione di presa all'aria, e non avendo questo iniziale avvicinamento si ottiene una espansione maggiore. Dopo la presa il cilindro viene riscaldato a temperature comprese tra 480 e 590 °C.

Effetto di alcune manovre sull'espansione di presa

- › Maggiore è la quantità di acqua nella miscela, minore è l'espansione di presa e igroscopica e minore risulterà la resistenza.
- › Uno spatolamento ridotto produce un'espansione inferiore nei rivestimenti igroscopici.
- › L'umidità e l'invecchiamento riducono l'espansione igroscopica, se l'umidità relativa è elevata, infatti, l'espansione di presa e quella igroscopica possono variare al punto di influenzare negativamente il procedimento di fusione; è quindi indispensabile conservare i rivestimenti in contenitori chiusi ermeticamente.

- › L'espansione igroscopica diminuisce con l'aumentare del tempo che intercorre tra miscelazione e immersione.
- › Più piccole sono le particelle di silice e maggiore è l'espansione di presa e igroscopica.

10.5.2.2 Rivestimenti a legante fosfatico

La maggior parte delle leghe usate per le protesi parziali rimovibili e per i restauri in metallo-ceramica presentano delle temperature di fusione elevate, la temperatura dello stampo raggiunge temperature superiori a 700 °C. La temperatura di preriscaldamento raggiunta si aggira attorno ai 1000 °C. Per poter resistere a queste temperature il rivestimento necessita di leganti diversi come i composti silicici o fosfatici, in percentuale inferiore al 20%. Con questi rivestimenti si possono ottenere espansioni di presa e dilatazioni termiche superiori a quelle di un rivestimento gessoso. Una componente è costituita da materiali che si sciolgono in acqua liberando ioni fosfato; il fosfato di ammonio ($\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$) conferisce resistenza al rivestimento a temperatura ambiente e ad alte temperature reagisce con la silice aumentando la resistenza del materiale alla temperatura di colata.

A temperatura ambiente il fosfato biacido di ammonio reagisce con l'ossido di magnesio, ad alte temperature avviene una reazione di superficie tra SiO_2 e P_2O_5 che formano silicofosfati complessi, conferendo alta durezza al materiale. Questi rivestimenti possono essere miscelati con acqua (minima espansione) o con un sol di silice in acqua, quest'ultimo determina una maggiore espansione termica, oltre ad un aumento della resistenza, mescolando in quantità variabile il sol di silice con acqua si possono ottenere valori di espansione intermedi.

10.5.2.3 Rivestimenti a legante silicico

Sono normalmente usati per la colata di leghe altofondenti per la costruzione degli scheletrati metallici delle protesi parziali rimovibili o per metallo-ceramica (cromo-cobalto-nichel/nichel-cromo). I leganti più comunemente usati sono il silicato di sodio e il silicato di etile, cioè una dispersione di silice colloidale.

I leganti idrolizzano in presenza di acido cloridrico.

Il rivestimento viene fornito con due bottiglie contenenti una la soluzione di acido cloridrico e l'altra silicato solubile in acqua. Dall'unione dei due si forma acido polisilicico fresco e con questo si mescola la polvere del rivestimento. Dopo la miscelazione si forma un gel costituito da acido polisilicico e quarzo (cristobalite).

Con il riscaldamento a $T < 170$ °C si ottiene l'eliminazione della cera e liberazione di acqua e alcol etilico, ciò porta ad una leggera contrazione che verrà compensata dalla espansione termica per riscaldamento a più di 680 °C. Questi rivestimenti sono molto compatti e poveri di porosità, presentano quindi elevata precisione e ridotta ossidazione delle leghe in cromo-cobalto fuse. Generalmente la temperatura massima di riscaldamento è 1150 °C.

10.5.3 Rivestimenti per saldatura

Per saldare i componenti di un restauro, le parti vanno circondate con materiale di rivestimento prima di passare al riscaldamento della lega. Le parti sono tenute insieme da una cera collante che, dopo la messa in rivestimento, viene rammollita ed eliminata. La composizione dei rivestimenti per saldatura è simile a quella dei rivestimenti a legante gessoso o fosfatico in quanto le saldature necessitano di temperature meno elevate.

L'espansione di presa e termica risultano inferiori, per non provocare spostamenti delle parti da saldare durante la reazione di presa e durante il riscaldamento del rivestimento, infatti c'è un maggiore contenuto in quarzo che presenta una minore espansione termica rispetto alla cristobalite.

10.6 Strumenti rotanti

10.6.1 Frese e punte

Le frese e le punte rotanti rappresentano utensili di grande importanza nella pratica lavorativa quotidiana. Di seguito viene presentato un breve excursus sulle caratteristiche principali ed il loro utilizzo.

Per frese s'intendono strumenti rotanti la cui finalità di utilizzo è la riduzione dell'elemento dentale; sono caratterizzate da un disegno primario (comunemente detto forma: cilindrica, tronco-conica, a palla...) e da un disegno secondario, normalmente da lame in carburo di tungsteno, geometricamente determinate (fig. 26).

Per punte intendiamo invece strumenti abrasivi che presentano, oltre a un disegno primario, uno secondario (superficie lavorante) non geometricamente determinato, normalmente rappresentato da cristalli di diamante disposti in modo non ordinato all'interno di un apposito legante (figg. 27, 28, 29).

Ciascuna punta o fresa è costituita da differenti parti:

- gambo, che s'inserisce a livello della turbina o del manipolo moltiplicatore (anello rosso, blu);
- parte lavorante deputata all'asportazione del tessuto dentale;
- testa, porzione più apicale, che può essere o meno lavorante.

L'efficacia e la qualità di una punta abrasiva è determinata da diversi fattori: il tipo di materiale con cui è realizzata, la coassialità (che determina il rispetto dimensionale dello strumento), la geometria e gli angoli dei taglienti, la granulometria dei grani del diamante.

Per essere di elevata qualità il rivestimento deve presentare granulometrie omogenee per forma e dimensione (fig. 30).

Normalmente, il granulo di diamante viene inserito in un bagno elettrolitico e viene inglobato nel legante (nichel) per circa 2/3 della sua dimensione.



FIG. 26 Fresa tronco-conica in carburo di tungsteno: presenta una forma peculiare (conica, cilindrica, a palla...) ed un disegno secondario, ovvero lame in carburo di tungsteno in numero e morfologia differente.



FIG. 27 Punta diamantata TPE, lavorante solo in testa, ad utilizzo quasi esclusivamente protesico. Presenta un lungo gambo liscio mentre la porzione diamantata lavorante è confinata solo nella porzione più apicale dello strumento.



FIG. 28 Punta diamantata tronco-conica cono rovescio. Al disegno primario (forma tronco-conica) è associato un disegno secondario, rappresentato da granuli di diamante inglobati per circa 2/3 della loro dimensione.

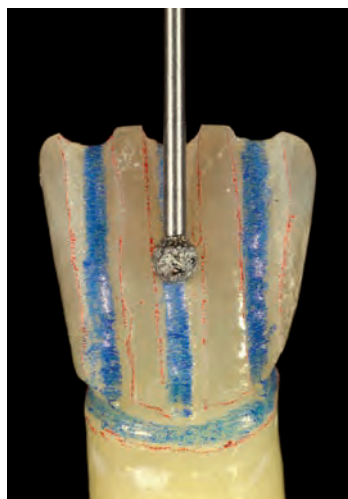


FIG. 29 Punta diamantata a pallina. Realizzata in molteplici dimensioni e differenti granulometrie, mantiene un diametro costante anche al variare dell'inclinazione di utilizzo.



FIG. 30 Il rivestimento deve presentare granulometrie omogenee per forma e dimensione. Normalmente il granulo di diamante viene inglobato nel legante (nichel) attraverso un bagno elettrolitico.

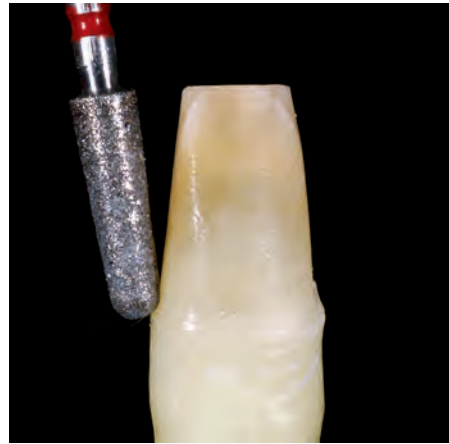
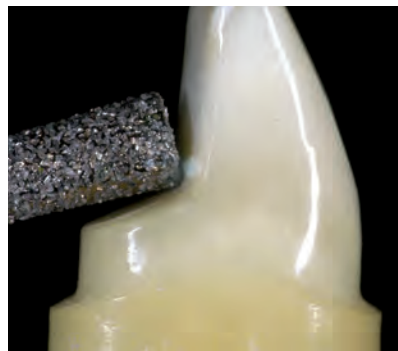


FIG. 31 Esiste una codifica colore in funzione della granulometria media dei granuli di diamante. Ad una maggiore granulometria corrisponde una maggiore capacità di taglio e di conseguenza una maggiore rugosità superficiale. Le punte diamantate a "tacca rossa" trovano largo impiego in odontoiatria conservativa per la preparazione cavitaria per restauri adesivi, grazie alla loro buona capacità di taglio associata ad una adeguata rifinitura dei tessuti dentali. In protesi vengono adoperate per la rifinitura dei monconi.



FIG. 32 Punta diamantata TPE (Tissue-protective, End-cutting): è particolarmente indicata in odontoiatria protesica per la preparazione e la rifinitura di margini a spalla. Caratteristica peculiare è quella di avere solo la testa lavorante con smusso a 45°: ciò consente di garantire il massimo rispetto dei tessuti gengivali marginali durante la definizione del margine a spalla.



FIGG. 33, 34 La punta diamantata troncoconica a cono rovescio trova applicazione nella preparazione protesica della superficie occlusale dei diattorici e della superficie palatale/linguale dei denti anteriori trattati endodonticamente.

Per mantenere diametri costanti, aumentando la dimensione dei diamanti dovrà essere diminuito il diametro del supporto.

In funzione della dimensione dei cristalli di diamante, possiamo distinguere differenti granulometrie:

- › grana ultra grossa (circa 180 micron), codifica anello nero;
- › grana grossa (circa 125 micron), codifica anello verde;
- › grana media (circa 100 micron), codifica anello blu;
- › grana fine (circa 30-40 micron), codifica anello rosso (fig. 31);
- › ultra fine (circa 15 micron), codifica anello giallo.

Esistono frese e punte diamantate di differenti forme e dimensioni, in funzione dello specifico utilizzo per cui sono state progettate. Ci sono strumenti abrasivi rotanti dedicati esclusivamente alla conservativa, altri invece alla protesi oppure alla chirurgia, altri ancora presentano un utilizzo polivalente e trovano applicazione in svariati settori (figg. 32-37).



FIGG. 35, 36 Punta diamantata a pallina. Trova largo utilizzo in odontoiatria conservativa per la preparazione cavitaria per restauri adesivi, per l'apertura della camera pulpare nelle terapie endodontiche. In protesi è particolarmente indicata nella definizione dei solchi guida, durante la prima fase di preparazione dei monconi protesici.



FIGG. 37, 38 Punta diamantata "a mongolfiera". Utilizzata quasi esclusivamente nelle preparazioni protesiche, in particolar modo per la riduzione anatomica delle superfici linguali/palatali degli elementi anteriori vitali, consentendo il massimo rispetto dell'organo pulpo-dentinale.

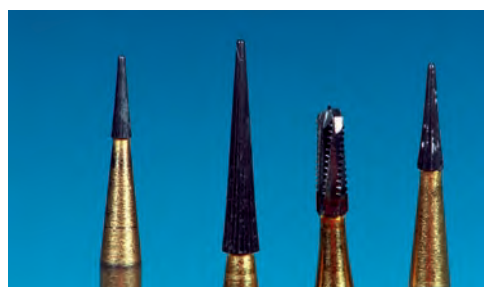


FIG. 39 Le frese al carburo di tungsteno si differenziano per la morfologia ed il numero delle lame. Il disegno delle lame può essere di tipo elicoidale, trasverso, dritto o incrociato. Ad un aumento del numero delle lame corrisponde una riduzione della capacità di taglio, aumentando invece la levigatura della superficie trattata.



FIG. 40 Le punte in carborundum (verde) sono indicate per la sgrossatura di resine, metalli, ceramiche. Le punte tipo Arkansas (bianche) presentano invece una maggiore capacità di lucidatura, quindi sono impiegate in conservativa per la rifinitura cavitaria, per restauri adesivi ed in protesi per la rifinitura dei monconi protesici prima della lucidatura finale con i gommini silicici.

È fondamentale conoscere sempre i diametri e le dimensioni dello strumento rotante che si vuole utilizzare, al fine di ottimizzare l'asportazione dei tessuti dentali, nel massimo rispetto dell'organo pulpo-dentinale (fig. 38).

Le frese al carburo di tungsteno invece presentano come caratteristica peculiare una durezza di 1600 HV (Vickers) contro i 400 HV dell'acciaio. Possono avere nel disegno secondario lame a taglio elicoidale, trasverso, dritto e incrociato. Le lame possono essere in numero di 6, 8, 10, 20: maggiore è il numero delle lame, più uniforme sarà l'azione di taglio. Ad un minor numero di lame corrisponde una maggiore capacità di taglio, mentre incrementandone la quantità aumenta anche la capacità di rifinitura/lucidatura. Tali frese vengono usate per la rifinitura, separazione di corone o nella preparazione stessa del dente. Presentano un'usura sicuramente inferiore rispetto alle corrispondenti punte abrasive diamantate (fig. 39).

Nella preparazione dei monconi protesici è consigliabile utilizzare punte di grosso diametro che presentano velocità periferica di rotazione molto elevata, con il vantaggio di un minore innalzamento termico ed un maggiore rispetto dell'organo pulpo-dentinale. È opportuno utilizzarle sempre sotto un getto spray di raffreddamento in quantità di almeno 50 ml/min e una pressione da parte dell'operatore sullo strumento inferiore ai 2 Newton.

Nella pratica lavorativa quotidiana assumono grande importanza anche le pietre abrasive ed i gommini in silicone.



FIGG. 41, 42 Moncone protesico al termine della lucidatura con gommini a differente granulometria. Un moncone liscio e lucidato favorisce lo scorrimento del materiale durante il rilevamento delle impronte di precisione e facilita le procedure di ribasatura dei provvisori.



FIGG. 43, 44, 45 Gommini silicici con differente granulometria. Vengono utilizzati in sequenza dalla punta a consistenza più morbida fino a quella più dura. Sono largamente utilizzati in odontoiatria conservativa per la lucidatura di resine composite, ceramiche, metalli ed in protesi, in particolar modo nella fase finale di lucidatura dei monconi protesici, consentono di ottenere superfici levigate e lucide.

Per quanto riguarda il primo gruppo, generalmente vengono utilizzate le punte abrasive in Carborundum o tipo Arkansas. Mentre le punte in Carborundum possono essere adoperate per la lavorazione e sgrossatura di ceramica, oro, amalgami e resine, le punte tipo Arkansas sono invece indicate per la rifinitura dei compositi, ceramica dei tessuti dentali al termine della preparazione cavitaria per un restauro conservativo o per la rifinitura dei monconi protesici. Risultano anche ottimali per le procedure di molaggio selettivo, sia su tessuti dentali naturali, sia su materiali da ricostruzione.

Come per le frese in carburo di tungsteno e diamantate, ne esistono di varie forme e dimensioni secondo l'utilizzo richiesto (fig. 40).

I gommini in silicone trovano largo impiego nella rifinitura di metalli, resine, compositi e ceramiche e per la lucidatura finale delle cavità di preparazione e dei monconi protesici (figg. 41, 42). Sono prodotti in diverse forme, durezza e con codifica di colore, secondo i passaggi progressivi di rifinitura e lucidatura per cui sono indicati (per esempio marrone = primo passaggio; giallo = secondo passaggio; bianco = terzo passaggio) (figg. 43, 44, 45).

10.6.2 Turbine e contrangoli

- **Turbine.** Introdotte nella seconda metà degli anni '50, presentano un sistema d'innesto con frizione (FG). Un getto d'aria provoca la rotazione delle pale della turbina e quindi della fresa stessa ad essa soli-



FIG. 46 Manipolo contrangolo moltiplicatore ad anello rosso, utilizzato con punte e frese con attacco FG, è largamente adoperato in diversi settori dell'odontoiatria; rispetto alla turbina presenta un numero di giri/minuto inferiore, consentendo una maggiore precisione nell'asportazione di tessuto dentale.

dale. La turbina risulta praticamente priva di vibrazioni, quindi ben tollerata dal paziente. Raggiunge velocità di rotazione molto elevate (superiori anche a 300.000 giri/min) e deve essere usata molto delicatamente. A contatto col dente la velocità di rotazione effettiva diminuisce però in modo importante, a causa dell'attrito con i tessuti duri dentali.

- **Contrangoli moltiplicatori anello rosso.** La tecnologia dei manipoli a contrangolo, sempre con attacco a frizione FG, permette di aumentare il numero di giri di base dello strumento che è di 40.000, per un valore di moltiplica che può essere di 4 o 5, corrispondenti a circa 160.000 – 200.000 giri, fino ad un massimo di moltiplica di 5,7, corrispondenti a circa 230.000 giri/min. Rispetto alla turbina presenta una maggiore facilità di controllo dell'utensile e di conseguenza una migliore precisione nell'asportazione di tessuto dentale (fig. 46).

Bibliografia

Paragrafo 10.1

- Alfieri R, Burdairon G. Elements de chimie appliquéee à l'Art Dentaire. Paris: Ed Scientifique CL. Hermant; 1958.
- Barret GS. Structure des metaux. Methods, principes et resultats cristallographique. Trad. F.se di C. Leymonie. Paris: Dunod; 1957.
- Bhide SV. Assessment of linear dimensional changes in denture base cured twice using fast as well as slow curing cycle and steam pressure curing method: An unpublished thesis; submitted to the University of Mumbai, April 1979.
- Boll M, Bennejeant CH. Chimie des métaux et matériaux dentaries (III ed.) Paris: Baillièere et oils; 1949.
- Braden M, Clarke RL, Nicholson J, Parker S. Polymeric dental materials. Berlin: Springer; 1997. pp.101-105.
- Burdairon G. Biomateriali Dentari. Edizione Italiana. Milano: Masson; 1984.
- Caul HJ, Sweeney WT, Paffenbarger GC. Relationship between residual monomer and some properties of self curing resins. J Am Dent Assoc 1956;53:60-3.
- Combe EC. Notes on Dental Materials. Edinburgh, London: ed. Churchill Livingstone; 1972.
- Craig RG, Douglas WH. Properties of a new biomaterials composite of bis-phenol A bis-ethylene glycol dimethacrylate, octafluoropentyl methacrylate, and silanated quartz. IUPAC Macro 1982, Amherst, July 12-16.
- De Sy A, Vidts J. Métallurgie structural. Paris: Masson; 1949, ultima edizione 1980.
- Dogan A, Bek B, Cevik NN, Usanmaz A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. J Dent 1995;23:313-8.
- Grunewald AH, Paffenbarger GC, Dickson G. The effect on molding processes on some properties of denture resins. J Am Dent Assoc 1952;44:269-82.
- Jepson NJA, McCabe JF, Storer R. Evaluation of the viscoelastic properties of denture soft lining materials. J Dent 1993; 21:163-70.
- Kelly EK. Flexure Fatigue r sistance of heat curing and cold curing polymethyl methacrylate. J Am Dent Assoc 1967;74:1273-6.
- Kulak-Ozkan Y, Sertgoz A, Gedik H. Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based, resilient denture liners. J Prosthet Dent. 2003 Mar;89(3):303-10.
- Kuo Y, Yokoyama Y, Kojima K, Kojima M, Kadoma Y, Masuhara E. Studies on dental acrylic resins containing 2,2,2-trifluoroethyl methacrylate. J Jpn Soc Dent Appar Mater 1983;2:50-7.

- Michael CG, Javid NS, Colaizzi FA, Gibbs CH. Biting strength and chewing forces in complete denture wearers. J Prosthet Dent 1990;63:549-53.
- Muhtarogullari IY, Dogan A, Muhtarogullari M, Usanmaz A. Thermal and dynamic mechanical properties of microwave and heat-cured poly(methyl methacrylate) used as dental base material. J Appl Polym Sci 1999; 74:2971-8.
- Murata H, Taguchi N, Hamada T, McCabe JF. Dynamic viscoelastic properties and the age changes of long-term soft denture liners. Biomaterials 2000; 21:1421-7.
- Narva KK, Lassila L, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. Dent Mater 2005;5:421-8.
- Negri PL, Della Ventura A, Eramo S. Materiali Dentari. Firenze: Uses Edizioni Scientifiche; 1992.
- O'Brien WI, Ryge G. An outline of dental materials. Toronto, Philadelphia, London: WB Saunders; 1978.
- Pappalardo G, Caltabiano M, Ciccù D. Manuale di Materiali Dentari. Padova: Piccin Nuova Libreria; 1997.
- Peyton FA. Restorative dental Materials. IV ed. Saint Louis: CV Mosby; 1971.
- Rached RN, Powers JM, Del Bel Cury AA. Repair strength of autopolymerizing, microwave, and conventional heat-polymerized acrylic resins. J Prosthet Dent. 2004 Jul;92(1):79-82.
- Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy: Physical properties. Quintessence Int 1985;8:547-51.
- Robinson JG, McCabe JF. Creep and stress relaxation of soft denture liners. J Prosthet Dent 1992; 48:135-40.
- Schreiber CK. Polymethyl methacrylate reinforced with carbon fibres. Br Dent J 1971;130:29-30.
- Simionato F. Tecnologie dei Materiali Dentari. Vol. II. Padova: Piccin Nuova Libreria; 1983.
- Sinnott MJ. Etude théorique et pratique de l'etat solide. Paris: Eyroles; 1961.
- Skinner EW, Phillips RW. The Science of Dental Materials. VI ed. Philadelphia, London: WB Saunders; 1967.
- Skinner EW. Acrylic denture base material: Their physical properties and manipulation. J Prosthet Dent 1951;2:161-7.
- Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Mechanical properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods. Oper Dent 2005;30:389-94.
- Stafford GD, Smith DC. Flexural fatigue test of some denture base polymers. Br Dent J 1970;128:442-5.
- Umemoto K, Kurata S. Study on a new cross-linking agent with low water sorption for poly(methyl methacrylate) resin denture. Bull Kanagawa Dent Col 1993; 21:11-5.
- Wolfaardt JF, Cleaton-Jones P, Fatti P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. J Prosthet Dent 1986;55:393-400.
- Yamada B, Kotani T, Yoshioka M, Otsu T. Determination of absolute rate constants for free radical polymerization of ethyl -fluoroacrylate and characterization of the polymer. J Poly Sci, Poly Chem Edition 1984;22:2381-93.

Paragrafo 10.2

- Anusavice KJ. Noble metal alloys for metal-ceramic restorations. Dent Clin North Am. 1985 Oct;29(4):789-803.
- Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Stiesch M Influence of the supporting structure on stress distribution in all-ceramic FPDs.. Int J Prosthodont. 2010 Jan-Feb;23(1):63-8.
- Galo R, Ribeiro RF, Rodrigues RC, Pagnano Vde O, de Mattos Mda G. Effect of laser welding on the titanium composite tensile bond strength. Braz Dent J. 2009;20(5):403-9

- Kellerhoff RK, Fischer J. In vitro fracture strength and thermal shock resistance of metal-ceramic crowns with cast and machined AuTi frameworks. *J Prosthet Dent.* 2007 Apr;97(4):209-15.
- Kloeg EF, Collys K. Materials for mouth protectors *Rev Belge Med Dent.* 2003;58(1):21-33.
- Kourtis SG, Tripodakis AP, Doukoudakis AA. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of different metal alloys and porcelains in the metal-ceramic complex. *J Prosthet Dent.* 2004 Nov;92(5):477-85.
- Moosavi H, Abedini S. The effect of various placement techniques on the micro-hardness of Class II (slot) resin composite restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2009 Sep 1;10(5):E009-16.
- Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater.* 2008 Oct;24(10):1311-5. Epub 2008 Apr 1.
- Ribeiro AL, Junior RC, Cardoso FF, Filho RB, Vaz LG. Mechanical, physical, and chemical characterization of Ti-35Nb-5Zr and Ti-35Nb-10Zr casting alloys. *J Mater Sci Mater Med* 2009 Aug;20(8):1629-36. Epub 2009 Apr 1.
- Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dent Mater.* 2007 Sep;23(9):1079-85. Epub 2006 Dec 4.

Paragrafo 10.3, 10.4, 10.5

- Anderlini G. *Moderni orientamenti per la restaurazione dentale.* Bologna: Ed. Martina; 1995.
- Baltzer A, Kaufmann J, Jinoian V. The determination of tooth colors. *Quintessenz Zahntechnik* 2004;30(7):726-40.
- Craig RG. *Materiali per l'Odontoiatria Restaurativa.* Milano: Masson; 1998.
- Fujimoto J, Land MF, Rosenstiel SF. *Protesi fissa oggi: procedimenti clinici e di laboratorio attuali.* Padova: Ed. Piccin; 1992.
- Giannone A, Lamping M. The dimensions of color related to dental porcelain and translucency. *Trends Tech Contemp Dent Lab.* 1994 Jan-Feb;11(1):101-8.
- Kingery WD. *State-of-the-Art Materials: Fine Ceramics.* Science. 1988. 19;239(4842):925.
- Manzon L, Grippando G. *Fondamenti di Materiali Dentari.* Roma: Edizioni Limiti E; 1999.
- Menghini P, Battaini P. *Metallurgia in odontoiatria.* Milano: Masson; 1997.
- Michalakakis KX, Stratos A, Hirayama H, Kang K, Touloumi F, Oishi Y. Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent.* 2009 Sep;102(3):172-8.
- Munsell AH. *A Color Notation.* Charleston, South Carolina: Bibliolife Edition; 2009.
- Munsell AH. *Color Balance Illustrated: An Introduction to the Munsell System (1913).* Whitefish, Montana: Kessinger Publishing; 2007.
- Negri PL, Eramo S, Lotito M, Facchini SE. *I materiali dentari nella pratica quotidiana.* Firenze: Usese Edizioni Scientifiche; 1995.
- Oleari C. *Misurare il colore.* Milano: Hoepli; 2008.
- Pizzamiglio E, Linari F. La comunicazione del colore in odontoiatria. *Attualità Dentale* 1990;4:6-20.
- Pizzamiglio E. A color selection technique. *J Prosthet Dent.* 1991 Nov;66(5):592-6.
- Shillinburg H, Hobo S, Whitsett DL. *Basi fondamentali di protesi fissa.* Milano: Scienza e tecnica dentistica; 1998.
- Simionato F. *Tecnologie dei materiali dentali.* Padova: Edizioni Piccin; 1984.
- Ubassy G. *Forme e colori. Le chiavi del successo nella ceramica dentale.* Verona: Ed. Resch; 1992.
- Vanni P, Ortolani V. *Materiali Dentari.* Bologna: Edizioni Zanichelli; 1993.

Paragrafo 10.6

- Anastasia M, Calderari G. *Materiali Dentari.* Roma: Antonio Delfino Editore; 2002.
- Ayad MF, Maghrabi AA, Saif RE, Garcia-Godoy F. Influence of tooth preparation burs on the roughness and bond strength of adhesives to human dentin surfaces. *Am J Dent.* 2011 Jun;24(3):176-82.
- Barros JA, Myaki SI, Nör JE, Peters MC. Effect of bur type and conditioning on the surface and interface of dentine. *J Oral Rehabil.* 2005 Nov;32(11):849-56.
- Dammaschke T, Vesnic A, Schafer E. In vitro comparison of ceramic burs and conventional tungsten carbide bud burs in dentin caries excavation. *Quintessence Int.* 2008 Jun;39(6):495-9.
- Freedman G. Buyers' guide to diamonds and burs. So, what's new in burs? *Dent Today.* 2005 Oct;24(10):162-4, 166, 168-75.
- Jackson MJ, Sein H, Ahmed W. Diamond coated dental bur machining of natural and synthetic dental materials. *J Mater Sci Mater Med.* 2004 Dec;15(12):1323-31.
- Pappalardo G. *Manuale dei materiali dentari.* Padova: Piccin; 1997.
- Santos-Pinto L, Bortoletto CC, Oliveira AC, Santos-Pinto A, Zuanon AC, Lima LM. The influence of grain size coating and shaft angulation of different diamond tips on dental cutting. *J Conserv Dent.* 2011 Apr;14(2):132-5.
- Simionato F. *Scienza dei materiali dentali.* Volume 2. Padova: Piccin; 1996.

CAPITOLO 11

MATERIALI PER LA TERAPIA IMPLANTARE

11.1 Introduzione

È millenario il tentativo di ripristinare artificialmente, imitando per quanto possibile la natura, uno o più denti perduti. In passato si utilizzarono metalli quali oro e argento, ceramiche di diversa origine, acciaio e nel IV e V decennio del '900, leghe cobalto-cromiche.

In realtà tutte le soluzioni prospettate si rivelarono inadatte o per le inadeguate caratteristiche meccaniche o per la scarsa biocompatibilità. Soltanto alcuni decenni or sono gli studi di Brånemark chiarirono proprietà e caratteristiche atte a soddisfare la costruzione degli impianti dentari.

Un impianto dentale è una struttura alloplastica atta ad essere inserita, mediante apposite frese, nella compagine ossea dei mascellari e fungere da radice artificiale, su cui sarà costruita la struttura protesica dentaria (figg. 1, 2).

Lo scopo della ricerca scientifica medica è quello di ideare terapie sempre più efficaci, sicure e allo stesso tempo sempre più alla portata degli operatori del settore. L'attuale evoluta tecnica implantare, ormai universalmente adottata, ha, in diverso ambito, stimolato altre applicazioni: si usano, infatti, impianti simili, inseriti in componenti ossee facciali diverse, quali supporti, ad esempio in caso di gravi mutilazioni, di un padiglione auricolare o della piramide nasale o ancora per sostituire rotule e teste di femore.

Il trattamento implantare non è esclusivamente finalizzato all'atto chirurgico nel quale i tessuti sono incisi o rimossi, come nella chirurgia tradizionale, ma anche all'inserimento di un dispositivo metallico che dovrà perdurare nel tempo.

Il ripristino delle strutture dentarie con questa metodica viene definito "riabilitazione implantoprotesica".

Da questa breve introduzione possiamo già notare che un impianto è considerato adeguato allorché consenta un'effettiva "osseointegrazione", cioè si verifica quando l'apposizione di osso neoformato è strettamente addos-



FIG. 1 Fase clinica dell'inserimento di un impianto a vite in titanio nella compagine ossea mandibolare.

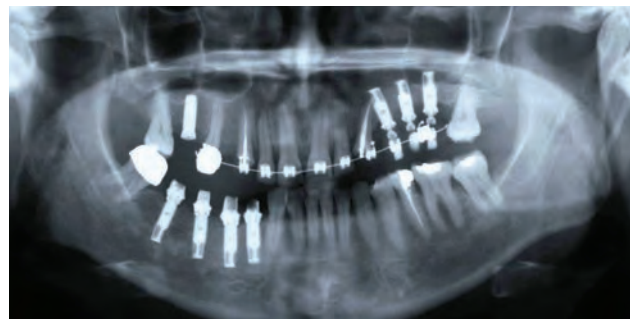


FIG. 2 Ortopantomografia: si noti la presenza di impianti dentari nella compagine ossea atti a sostituire le radici dentarie dei denti naturali estratti.

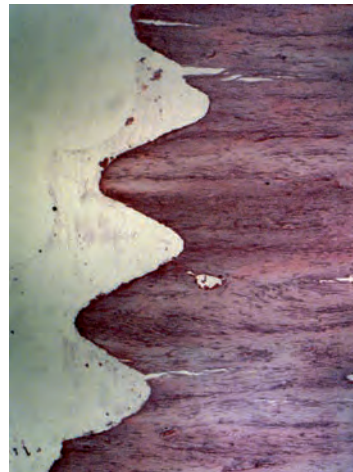


FIG. 3 Preparato istologico di un impianto dentale (colore più chiaro) inserito nella compagine ossea (colore viola). Si noti l'intimo contatto della parte ossea con il dispositivo alloplastico.

sata all'impianto alloplastico inserito nel mascellare, senza alcuna interposizione di tessuto fibro-connettivale (fig. 3). Ne consegue, la peculiarità della riabilitazione orale implantoprotesica risiede nel ruolo primario caratterizzato dalla scelta dei materiali utilizzati.

Ad un esame approfondito, il dispositivo implantare rivela un'importante complessità strutturale e i tessuti biologici si comportano in modo diverso a seconda delle singole caratteristiche dell'impianto stesso.

La struttura chimica del biomateriale regola gli scambi ionici con il tessuto vivente. L'adsorbimento e la deposizione di proteine dal sangue sono influenzati dalla struttura chimica del materiale innestato, il quale congiuntamente alla tipologia dei tessuti circostanti, interviene nello stabilire le caratteristiche biologiche dell'interfaccia tessuto-impianto.

Negli ultimi anni la ricerca in questa disciplina ha fatto passi molto importanti nella comprensione degli eventi che caratterizzano l'interfaccia tessuto-materiale, ampliando le conoscenze dei fenomeni che regolano la risposta biologica, cellulare e tissutale, ai biomateriali.

A tale proposito il titanio è il materiale più comunemente utilizzato nella pratica clinica implantoprotesica ed il trattamento di superficie del dispositivo implantare è tutt'oggi materia approfondita di studio.

La scelta dei materiali in implantologia è quindi materia complessa.

Il professionista attento deve esaminare ed acquisire le nozioni dalla recente letteratura e i fondamenti dell'*Evidence Based Medicine* devono essere tenuti in debita considerazione anche nella terapia implantoprotesica.

11.2 Titanio

11.2.1 Struttura chimica-fisica-meccanica

Il materiale normalmente utilizzato nella realizzazione di impianti dentari endossei è il titanio commercialmente puro (cpTi), più raramente associato ad altri elementi come vanadio (V), alluminio (Al), molibdeno (Mo), niobio (Nb), zirconio (Zr) che spesso generano migliori proprietà meccaniche, ma una diversa risposta in termini di biocompatibilità rispetto alla forma pura.

Il titanio fu scoperto da Klaproth (1795) e isolato da Liebig (1831), che lo ottenne dal rutilo.

Già nel 1951 Leventhal riferiva che se il titanio aderiva all'osso sarebbe diventato un metallo ideale per alcune protesi. È largamente diffuso in natura, ma soltanto

PROPRIETÀ TITANIO	VALORI
N° atomico	22
Peso atomico	47,9
Valenza	2; 3; 4
Numeri di ossidazione	+3, +4
Volume atomico	10,64 cm ³ /mol
Temperatura di fusione	1720°C
Calore di fusione	15,450 kJ/mol
Temperatura di ebollizione	3287°C
Calore di Vaporizzazione	421,00 kJ/mol
Conducibilità termica	0,219 W/cmK
Conducibilità elettrica	0,0234 · 10 ⁶ /cm · ohm

TAB. 1 Proprietà chimico-fisiche e metallurgiche del titanio (Ti).

verso la metà del XX secolo se ne ottenne uno sviluppo industriale divenuto, nei decenni successivi, assai ampio. È un materiale leggero, duro, con una bassa densità, il 40% in meno di quella dell'acciaio, ma con uguale resistenza, pesa il 60% in più dell'alluminio ma con una resistenza doppia. Queste proprietà rendono il titanio molto resistente alle forme usuali di fatica dei metalli (tabb 1, 2). Sono peculiarità proprie del titanio:

- › l'ottima biocompatibilità;
- › la bassa densità;
- › la grande stabilità elettrochimica;
- › l'alta resistenza meccanica;
- › una sufficiente rigidità e tenacità, che in pratica soddisfano le esigenze implantari.

Il titanio industriale è classificato in gradi da 1 a 4, connessi col contenuto di ossigeno (crescente da 0,18 a 0,40) e di ferro (crescente da 0,20 a 0,50): a tale incremento si accompagna il miglioramento delle caratteristiche meccaniche. Oltre ad essi sono classificati dalla ASTM (American Society for Testing Materials) altri 30

PROPRIETÀ TITANIO COMMERCIALMENTE PURO	VALORI
Temperatura di fusione	1668°C ±10°C
Densità	4,5 g/cm ³
Modulo di Young	10850 N/mm ²
E	100-110 GPa (1/2 degli acciai comuni)
Punto di snervamento	200/480 MPa
Massima resistenza alla trazione	275/550 MPa
Allungamento (= duttilità)	10% [equivalente alle leghe del III – IV tipo A.D.A.]

TAB. 2 Proprietà chimico-fisiche e metallurgiche del titanio commercialmente puro (cpTi).

ELEMENTI	GRADO 1	GRADO 2	GRADO 3	GRADO 4	GRADO 5	GRADO 6	GRADO 7
Nitrogeno, max	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05	0,03	0,03
Carbone, max	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08
Idrogeno B, C, max	0,015	0,015	0,015	0,015	0,015	0,015	0,015
Ferro, max	0,20	0,30	0,30	0,50	0,40	0,50	0,30
Ossigeno, max	0,18	0,25	0,35	0,40	0,20	0,20	0,25
Alluminio					5,5-6,75	4,0-6,0	
Vanadio					3,5-4,5		
Stagno						2,0-3,0	
Rutenio							
Palladio							0,12-0,25
Cobalto							
Molibdeno							
Cromo							
Nichel							
Niobio							
Zirconio							
Silicio							
Residuo D, E, F max ciascuno	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Residuo D, E, F max totale	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4
Titanio G	balance	balance	balance	balance	balance	balance	balance

TAB. 3 Composizione in percentuale dei vari elementi costituenti i primi sette gradi del titanio. Balance = quantità di titanio quanto basta a raggiungere 100. Fonte di riferimento ASTM (American Society for Testing Materials) edizione 2002, vol 02, Designation B863-99. Modificata dagli autori nella grafica.

CARICO ROTTURA TITANIO	VALORI
ASTM Grado 1	240-410
ASTM Grado 2	350-510
ASTM Grado 3	480-620

TAB. 4 Carico di rottura (N/mm²) del titanio secondo American Society for Testing Materials (ASTM)

K □	Ca ■ *	Sc ■ *	Ti α * β □	V □	Cr α □ β *	Mn α β γ δ	Fe α □ γ ■ δ □	Co α * β ■	Ni α * β ■	Cu ■
Rb □	Sr ■	Y *	Zr α * β □	Nb □	Mo □	Tc *	Ru *	Rh ■	Pd ■	Ag ■
Cs □	Ba □	La α * β □	Hf *	Ta □	W α □ β *	Re *	Os *	Ir ■	Pt ■	Au ■

TAB. 5 Celle elementari cristalline dei metalli. α, β, δ, γ sono le forme allotropiche dei metalli ognuna delle quali corrisponde ad un reticolo cristallino. Il reticolo cristallino di un metallo può cambiare in funzione della temperatura. La cella elementare è la più piccola parte del reticolo cristallino che mantiene la proprietà del reticolo stesso. □ = cubico a corpo centrato. ■ = cubico a facce centrate. * = esagonale compatto. Mn = presenta strutture cristalline complesse al variare della temperatura.

gradi, corrispondenti alle alligazioni fino ad oggi realizzate (tab. 3).

In tabella 4 è rappresentato il carico di rottura dei primi 3 gradi, utilizzati più frequentemente in odontoiatria ed implantologia. A proposito del noto fenomeno dell'allotropismo il titanio cristallizza in fase esagonale compatta (HCP) detta α e, se riscaldato oltre 883°C cristallizza in fase cubica a corpo centrale (BCC), detta fase β; si nota

quindi come tale modificazione allotropica sia reversibile in raffreddamento. La forma cubica è più malleabile e duttile della esagonale, questa proprietà (sfruttata nelle leghe ortodontiche) dipende in gran misura dalla facilità con cui i piani atomici adiacenti possono slittare gli uni sugli altri (tab. 5). È fondamentale apprezzare come il titanio appartenga al IV periodo della tavola degli elementi, cioè ai metalli di transizione, nel gruppo 4B.

Tali metalli hanno basso volume atomico e ionico, alti punti di fusione ed ebollizione. È veramente proprietà peculiare di questi metalli di transizione la loro attitudine a manifestare più di uno stato di ossidazione, così dal titanio originano: monossido di titanio (TiO), biossido di titanio (TiO₂), triossido di titanio (Ti₂O₃) (figg. 4, 5).

Il titanio è un metallo molto reattivo in aria, acqua e in bagno elettrolitico, forma spontaneamente uno spesso film di ossidi sulla sua superficie che diventa una forte barriera contro la degradazione-corrosione del metallo stesso. La grandissima reattività del titanio, in presenza di ossigeno ed azoto, venne controllata quando W. Kroll definì una metodica - largamente impiegata e detta ancor oggi processo Kroll - basata sulla riduzione del tetracloruro di titanio [Ti è estremamente reattivo con gli alogeni] in presenza di magnesio, in atmosfera di gas inerte.

Con tale metodica si possono ottenere notevoli quantità di titanio, che per l'aspetto poroso e spongioso sono dette appunto "spugna di titanio".

Tale forma di titanio presenta piccole, ma significative, variazioni nella composizione centesimale: di fatto il titanio così ottenuto è detto commercialmente puro (cpTi).

L'ossido, debolmente cristallino, si presenta essenzialmente in forma di (TiO), (TiO₂), (Ti₂O₃), a seconda della profondità in cui l'impianto è posizionato all'interno della compagine ossea, infatti il rapporto stechiometrico Ti/O è in relazione alla distanza che intercorre con l'ambiente esterno, più ricco di ossigeno.

All'interno della compagine ossea, inoltre, lo strato di ossido di titanio va incontro a progressiva maturazione, aumentando il proprio spessore, da 7 nm fino a 200 nm, nel frattempo varia la propria composizione, per l'instaurarsi di un equilibrio con i tessuti circostanti e il formarsi di precipitati.

Steinemann riferisce una costante stabilità del biossido di titanio tra pH 3 e 12 in apposita soluzione di sodio cloridrato, dovuta alla presenza dominante di molecole elettroneutrali. La reazione prodotta dalla corrosione del titanio è inerte, i prodotti derivati non reagiscono con le molecole organiche biologiche non causando reazioni avverse né locali né sistemiche. Al contrario alcuni metalli quali: nichel, cobalto, vanadio, rame in seguito ad idrolisi producono cationi o anioni che possono legarsi a proteine organiche e formare antigeni allergenici.

Maurer et al in un esperimento che valutava gli aspetti chimici e biochimici dell'adesione e proliferazione cellulare di fibroblasti in presenza di alcuni metalli, riferisce che le colture cellulari di fibroblasti possono proliferare in contatto con titanio, niobio, zirconio, e tantalio, questo non avviene per vanadio, molibdeno e rame. Anche gli osteoblasti crescono in contatto con titanio e zirconio mentre non è così per zinco, ferro, molibdeno, vanadio, argento, nichel, tantalio.

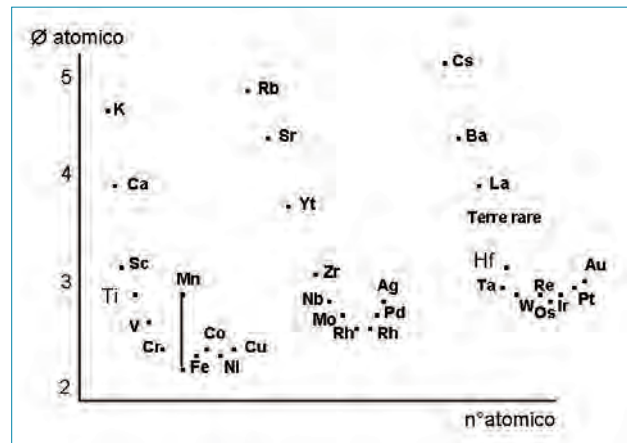


FIG. 4 Diametro atomico degli elementi metallici in funzione del numero atomico.

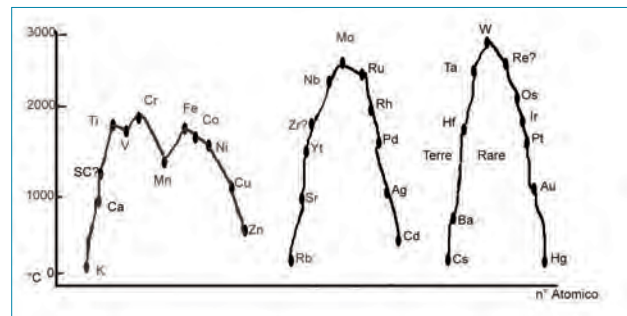


FIG. 5 Punto di fusione degli elementi metallici.

11.2.2 La lega Ti 6Al 4V

Tale lega, decisamente più favorevole rispetto al Ti puro per ciò che concerne la resistenza tensile e la tenacità, è prossima al comportamento meccanico delle leghe Cr/Co. Essa è in effetti selezionata (ad esempio in chirurgia ortopedica) laddove si presentino sollecitazioni elevate e ripetute. In odontoiatria il suo impiego non ha presentato vantaggi, anche biologici, significativi, ed è oggi poco impiegata: la presenza di Al e V non sembra favorire una rapida osseointegrazione.

È stato dimostrato come Al e V siano particolarmente implicati in fenomeni tossici: l'alluminio sembra influenzare negativamente l'espressione di osteocalcina e la mineralizzazione della matrice extracellulare. Al vanadio è imputato un effetto di ritardo della formazione di apatite e, a livello cellulare, un'alterazione del normale processo di maturazione della cellula. Tale metallo sembra inoltre essere in grado di indurre cambiamenti morfologici negli osteoblasti, anche a bassissime concentrazioni.

Alcuni autori hanno indagato più in dettaglio l'espressione delle componenti proteiche della matrice e le sue variazioni in cellule coltivate a contatto di superfici in cpTi e lega Ti 6Al 4V. Secondo l'opinione degli autori, cpTi permetterebbe una coordinazione dell'espresso-

ne proteica più armonica, con una corretta sequenzialità nella sintesi delle proteine collageniche e non collageniche della matrice, mentre non altrettanto accade con Ti 6Al 4V.

11.3 Impianti dentari

11.3.1 Architettura degli impianti

Con tale termine si intende la forma dell'impianto che è generata dalla geometria del corpo implantare e dal suo profilo; ad essa si aggiunge la microarchitettura o microtopografia della superficie dell'impianto, altrettanto influente per la sua osteointegrazione.

► **Geometria implantare.** Sono ormai da considerarsi obsoleti i tipi di impianti "ad ago" od "a lama" che pure ebbero un discreto impiego, da parte di alcuni operatori, nell'iniziale storia dell'implantologia; del pari sono da proscrivere strutture in leghe vili adagiate sulle superfici ossee dei mascellari e poi ricoperte dal periostio e dalla mucosa; da esse sporgevano nel cavo orale alcuni "punzoni" utilizzati per applicare le protesi dentarie. Nella storia dell'implantologia sono state proposte ed utilizzate clinicamente diverse tipologie di manufatti implantari. Molti di questi impianti sono stati spesso più opera di ingegno che frutto di ricerche ed oggi hanno un interesse puramente storico. La ricerca di forme ideali degli impianti dentari è proceduta di pari passo con la comprensione dei processi osseointegrativi. I primi impianti cilindrici proposti da Brånemark vennero a poco a poco affiancati da impianti presentanti spire, come vere e proprie viti, che mostrarono maggior stabilità primaria e un più elevato torque di rimozione. La comunità scientifica ha accettato oggi, su basi sperimentali, la morfologia definita "root-form", che riproduce la forma della radice dentaria. Per questo motivo le uniche forme implantari attualmente adottate sono la forma cilindrica, con sue possibili lievi variazioni tronco-coniche (figg. 6A, 6B).

► **Profilo implantare.** Può essere del tutto lineare, ma più spesso è caratterizzato da spire (o gradini) a loro volta variabili per numero, dimensioni e "passo": tale morfologia accresce sensibilmente la ritenzione immediata dell'impianto, e riduce la sollecitazione meccanica inferta alle ossa mascellari. Le spire distribuiscono lo stress derivante dal carico masticatorio in modo più omogeneo, evitando pericolose concentrazioni di forze all'apice dell'impianto stesso. Il disegno delle spire, la loro ampiezza, il loro numero, la spaziatura sono elementi determinanti dal punto di vista biomeccanico con ripercussioni sul mantenimento a lungo termine dell'osteointegrazione dell'impianto. È infatti noto come l'osso sia caratterizzato da un estremo dinamismo metabolico, con un continuo ricambio delle sue componen-



A



B

FIGG. 6 A: impianto dentario in titanio cilindrico con spire a forma di vite e superficie liscia tornita. B: attualmente sostituito con impianti di geometria analoga, ma con microtopografia di superficie porosa.

ti organiche ed inorganiche, il cui equilibrio viene influenzato sia da fattori endocrini che meccanici. Non sorprende, allora, come il disegno delle spire sia stato messo in relazione con il tasso di riassorbimento osseo alveolare nel tempo: infatti è noto, che carichi para-fisiologici determinano un'alterazione dell'equilibrio osteoblastico/osteoclastico a favore di un depauperamento localizzato della massa ossea.

► **Microarchitettura di superficie.** Attualmente è considerata al centro del potenziale osseointegrativo dell'impianto. Come precedentemente detto, i primi impianti presentavano una superficie liscia, ottenuta attraverso procedimenti di tornitura, e il contatto osso/impianto avveniva con una percentuale pari a 30-40% della superficie dell'impianto. Successivamente, e fino ad oggi, si sono imposti impianti con superficie porosa in quanto si è apprezzata una più estesa e veloce osseointegrazione caratterizzata da un minor rischio di interposizione di tessuto connettivo denso, fra osso ed impianto.

Questo ha permesso di transitare da un modello biologico caratterizzato da una “osteogenesi a distanza” per quanto riguarda la superficie liscia, ad una “osteogenesi per contatto” nel contesto delle superfici rugose. Generalmente, dopo poche ore in coltura con osteoblasti, sulla superficie liscia si osserva un maggior numero di osteoblasti, ma scarsamente differenziati rispetto a quelli presenti sulle superfici rugose, caratterizzata sì, da un numero inferiore, ma da una differenziazione molto superiore. Tali superfici hanno permesso un incremento del contatto osso/impianto fino al 60-70%, accrescendo l'interesse in campo scientifico nella ricerca di superfici sempre più biologicamente attive.

Numerosi sono i metodi oggi adottati, di tipo chimico, fisico e tecnico che prevedono la sottrazione o il deposito di materiale sulla superficie, entrambi atti ad ottenere una superficie implantare rugosa. La rugosità superficiale si può ottenere con tecniche sottrattive mediante sabbiatura con abrasivi di diversa natura, mordenzatura acida o elettrochimica oppure la combinazione delle due; o con tecniche additive, vale a dire la ricopertura della superficie con uno spray di plasma che, raffreddandosi, forma una trama molto ruvida.

Le tecniche sottrattive, ben più numerose, possono basarsi su:

- › sabbiatura, cioè bombardamento della superficie di titanio mediante granuli di diametro variabile, di 60-90 micrometri, costituiti da ossidi quali: triossido di alluminio (Al_2O_3), biossido di titanio (TiO_2), biossido di zirconio (ZrO_2), carburo di silicio (SiC);
- › mordenzatura acida, provocata da acido solforico, acido cloridrico, acido fluoridrico ecc;
- › combinazione tra sabbiatura e mordenzatura (fig. 7);
- › ossidazione in bagno galvanico (fig. 8);
- › elettroerosione.

Le tecniche additive impiegano un flusso di plasma che deposita sull'impianto polvere di titanio fuso (plasma spray), polvere di idrossiapatite o microsferi di titanio.

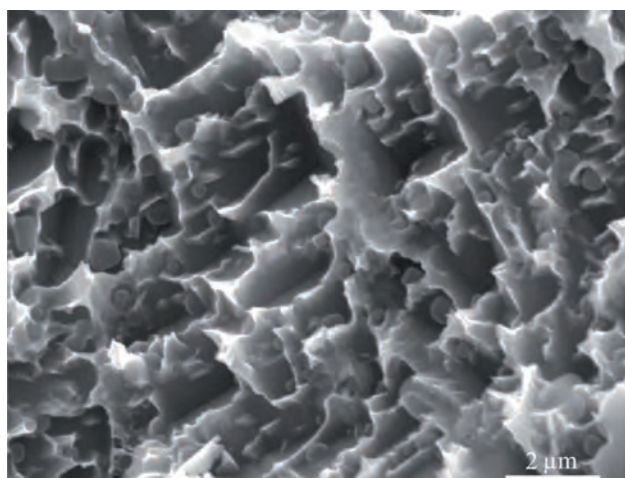


FIG. 7 Immagine al SEM. Esempio di microtopografia di superficie sabbiata ed acidificata. Per gentile concessione Neoss™.

Per descrivere la microtopografia di superficie e per comprenderne in modo più approfondito gli aspetti, bisogna conoscere la terminologia specifica definita con il termine: parametri di rugosità.

Rappresentazione schematica della terminologia utilizzata nella descrizione della topografia di superficie implantare.

- › La massima distanza tra un picco ed una valle, quindi la rugosità massima raggiunta dalla superficie viene descritta dal parametro Rt .
- › Il parametro Ra indica la rugosità media della superficie.
- › La deviazione standard di questa media, è denominata Rq , ed è una misura della dispersione con la quale i valori della rugosità si collocano attorno al valore medio.
- › Rz indica la media dei cinque maggiori valori di rugosità, ed è una misura alternativa per valutare la distribuzione dei valori di rugosità.
- › Lo *spacing* indica la distanza media tra le rugosità superficiali.
- › La *densità di picchi* per unità di superficie valuta la concentrazione delle rugosità su una superficie.

Non è ancora definita precisamente la rugosità ideale che indichi una performance osseointegrativa ottimale, anche se, si è concordi nell'asserire che le risposte migliori da parte degli osteoblasti si ottengono nel range di rugosità di Ra compreso tra 1 e 10 μm .

La conseguenza di questo è che, pur essendoci nel mercato superfici porose implantari molto performanti in termini di stimolazione del processo osseointegrativo, la ricerca scientifica, come già detto, sente ancora forte la necessità di impegnare risorse nello sviluppo di nuove tecnologie per ottenere microtopografie di superfici implantari sempre più bioattive. Infatti, recenti studi descrivono l'utilizzo di tecniche nanostrutturali applicate alle superfici implantari o ancora, l'identificazione di geni osteomodulatori indotti dalle superfici stesse.

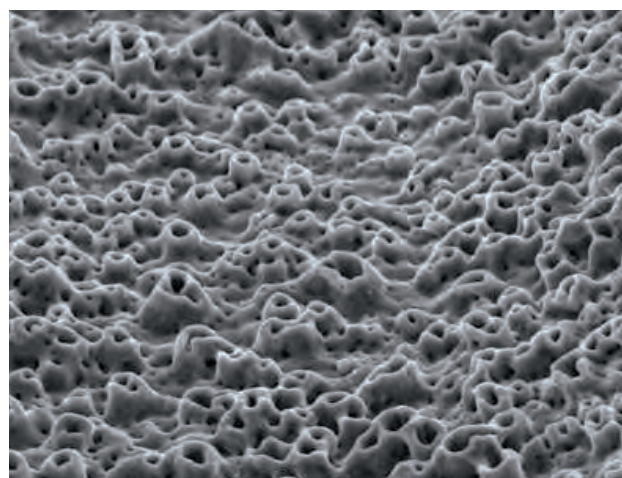


FIG. 8 Immagine al SEM. Esempio di microtopografia di superficie (MK III™ TiUnite NobelBiocare) ottenuta tramite processi di ossidazione.

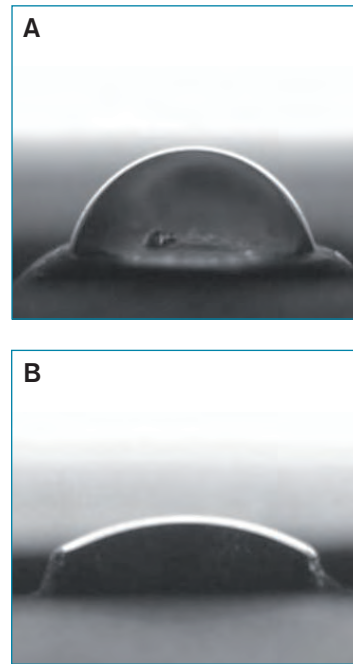
11.3.2 Le interazioni biologiche delle superfici implantari

Il manufatto implantare nelle prime fasi dell'inserimento nel tessuto osseo, dopo aver creato un'area ipossica con necrosi cellulare, viene a contatto con il sangue ed il metaplasma, cioè la sostanza elaborata dalla cellula che riempie gli interstizi tra le cellule stesse, entrambi altamente ricchi di proteine. Le proteine, depositandosi sulla superficie dell'implanto, creano un tramite, un *medium* per le cellule che successivamente colonizzeranno l'implanto. Solo grazie a questo *medium* è possibile avere il tessuto osseo neoformato in intimo contatto con il biomateriale cosicché il titanio può integrarsi nel tessuto. L'adsorbimento iniziale di proteine sulla superficie del biomateriale rappresenta quindi una fase estremamente delicata in quanto da essa dipende la reazione cellulare nei tempi immediatamente successivi all'avvenuto contatto tra le cellule e il materiale. L'adesione delle cellule al substrato è la premessa indispensabile per la sopravvivenza della cellula, la sua proliferazione e lo svolgimento della sua corretta funzione metabolica. L'unica eccezione è rappresentata dalle cellule ematiche, che vivono in un tessuto la cui frazione metaplasmatologica è liquida e pertanto non permette l'adesione. Gli altri fenotipi cellulari, in condizioni normali, aderiscono al substrato, sia esso la matrice extracellulare di un tessuto vivente, sia esso un biomateriale con il quale le cellule crescono a contatto. L'adesione avviene attraverso una serie di complessi giunzionali di notevole complessità strutturale regolati da una vasta gamma di segnali intracellulari. Alcuni autori distinguono l'adesione cellulare in due fasi sequenziali: la prima è definita attecchimento (*attachment*) e avviene dopo pochi minuti dal contatto tra le cellule e il materiale; la seconda rappresenta l'adesione vera e propria, e richiede un tempo maggiore.

La prima fase è caratterizzata dall'intervento di forze blande: forze di van der Waals, legami ionici. Durante la seconda, grazie all'adsorbimento proteico dall'ambiente circostante e alla deposizione di una matrice extracellulare sulla superficie del biomateriale, la cellula sfrutta proteine transmembrana che riconoscono specifiche sequenze presenti sulle proteine deposte per creare veri e propri complessi giunzionali.

Le proteine di adesione espresse sulla superficie citoplasmatica della cellula sono rappresentate principalmente dalle caderine, che permettono l'adesione intercellulare, e dalle integrine, che consentono l'adesione al substrato attraverso la formazione di placche, punti di stretto contatto tra membrana e substrato. L'azione di queste proteine insieme a proteine di associazione come paxillina e vinculina costituiscono elementi noti come contatti focali.

Le integrine sono dimeri formati da una coppia di subunità, chiamate α e β di cui esistono diversi sottotipi che formerebbero negli osteoblasti 22 eterodimeri, variamente espressi.



FIGG. 9 Esempio di idrofilia: minore è l'angolo di contatto tra la goccia e la superficie del materiale, maggiore è la bagnabilità del materiale.
A: bagnabilità scarsa.
B: maggiore bagnabilità.

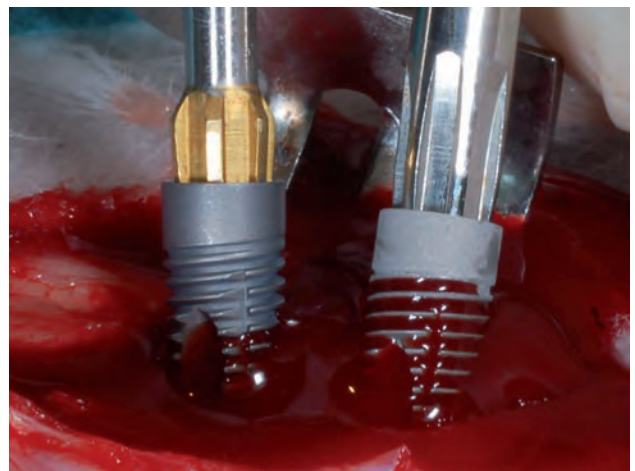


FIG. 10 Esempio clinico di bagnabilità di un impianto dentale. L'impianto di sinistra dimostra, a parità di condizioni, una minor bagnabilità. Per gentile concessione Neoss™.

Le integrine dimostrano un'affinità di legame con certe sequenze aminoacidiche, la sequenza più nota è quella caratterizzata da Arginina-Glicina-Acido Aspartico (RGD) essa è stata individuata in molecole quali: fibronectina, vitronectina, collagene di tipo I, trombospondina, fibrillina, fibrinogeno, osteopontina.

L'importanza di questa sequenza peptidica è tale da aver indotto alcuni ricercatori ad intraprendere la strada dell'adsorbimento di peptidi bioadesivi di sintesi, contenenti sequenze riconosciute dalla molecole di adesione cellulare, su titanio, ottenendo in vitro, una migliore e più precoce adesione al biomateriale.

Una ricerca molto recente dimostra come osteoblasti coltivati su titanio a cui è stato precedentemente adsorbita la sequenza peptidica RGD mostrano un aumento

COMPOSIZIONE	%
Zirconio + Afnio	98,8
Afnio	max 4,5
Ferro + Cromo	max 0,3
Idrogeno	max 0,005
Ossigeno	max 0,25
Azoto	max 0,03
Carbonio	max 0,1
Fosforo	max 0,01

TAB. 6 Composizione in purezza commerciale dello zirconio. Un eccesso di impurezze rende assai fragile e poco duttile il metallo.

PROPRIETÀ	VALORI
N° atomico	40
Densità	6g/cm ³
Struttura cristallina	HCP (BBC ad alta T°)
T° di fusione	1855 C°

TAB. 7 Proprietà chimico-fisiche dello zirconio.

	Ti GRADO 3	Ti 6Al 4V	ZIRCONIA
Modulo elastico (GPa)	110	110	190
Resistenza alla trazione (MPa)	450	860	500
Punto di snervamento (MPa)	380	795	395
Allungamento in % (= duttilità)	18	25	18

TAB. 8 Tabella sinottica delle caratteristiche meccaniche di Ti grado 3, Ti 6Al 4V, zirconia.

della proliferazione ed una più precoce espressione di marker di differenziamento come mRNA per osteocalcina.

Le integrine inoltre non rivestono solo una funzione meccanica di ancoraggio; il legame con il substrato provoca negli osteoblasti l'attivazione di vie che controllano il differenziamento cellulare.

L'adesione e la proliferazione cellulare sono influenzati da numerosi fattori che sembrano determinare l'entità e il modello di adsorbimento proteico sul titanio ed altri biomateriali. La composizione chimica, la porosità superficiale, l'idrofobicità, la bagnabilità del materiale e la carica superficiale sono tutti fattori che esercitano un'influenza fondamentale sulla deposizione di peptidi provenienti dall'ambiente organico sulla superficie dei biomateriali: maggior bagnabilità, maggior contatto con i liquidi presenti intorno al biomateriale (figg. 9A, 9B, 10). Feng ha recentemente dimostrato come un trattamento ossidante a carico della superficie di campioni in titanio determini un aumento della reattività superficiale e contemporaneamente della deposizione proteica sul titanio.

L'adsorbimento proteico può inoltre essere favorito da trattamenti superficiali, miranti ad ottenere specifici *coating* proteici, quali quelli di collagene, che hanno dimostrato la promozione della adesione e crescita di osteoblasti in coltura, ma pure, come proposto da alcuni studi, molecole non solo a funzione adesiva, ma anche bioattive quali BMP-4 tali da stimolare direttamente l'attivazione delle cellule ossee.

Questo apre nuove prospettive, come la possibilità di ottenere una superficie implantare che riesca a fornire al tessuto circostante stimoli simili a quelli dell'elemento dentario che sostituisce, sia dal pun-

to di vista meccanico - riproducendo la trasmissione dei carichi simile a quella fisiologica - sia da quello biochimico e biologico.

11.4 Zirconio

Un cenno particolare merita questo materiale che si sta affacciando nel panorama implantoprotesico dentario.

Si ottiene per elaborazione chimica dello zircone ($Zr Si O_4$), generando la spugna di zirconio.

Lo zirconio si ossida solo come ZrO_2 (detto anche zirconia), anfotero, con spiccata tendenza - in ambiente acquoso - a formare ioni complessi; lo Zr è tetravalente in quasi tutti i composti (tab. 6).

La quasi identica dimensione dei raggi atomici e ionici dell'afnio e dello zirconio rende estremamente complesso avere un prodotto industriale privo di afnio (figg. 4, 5).

Zirconio ed afnio sono tetravalenti e danno origine ai biossidi ZrO_2 - denominato zirconia - ed HfO_2 , entrambi anfoteri.

Lo zirconio è saldabile e controllabile ai raggi x e gamma (tab. 7).

L'isomorfismo cristallino di Zr e Ti li ha fatti definire elementi fratelli (tabb. 5-8).

È risaputo come la zirconia sia spesso stabilizzata con 6% di moli di sequiossido di Itrio (Y_2O_3), anche tale formulazione presenta una buona compatibilità sebbene, si noti, l'ittrio puro sia tossico per fegato e polmoni.

Lo zirconio è un metallo biancastro, ciò rappresenta un certo vantaggio estetico nei confronti del grigio titanio. Tuttavia, anche se alcuni studi sembrano

promettenti, la letteratura scientifica attuale, specifica che in campo implantoprotesico, necessitano ulteriori studi prima di utilizzare questo materiale in modo routinario ed in sostituzione del titanio nella pratica clinica.

Bibliografia

- Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont*. 2004;17(5):544-64.
- Anselme K. Osteoblast adhesion on biomaterials. *Biomaterials* 2000;21:667-81.
- Aparicio C, Gil FJ, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials*. 2003;24(2):263-73.
- Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *Mater Sci Mater Med*. 2004 Sep;15(9):935-49.
- Becker D, Geissler U, Hempel U, Bierbaum S, Scharnweber D, Worch H, Wenzel KW. Proliferation and differentiation of rat calvarial osteoblasts on type I collagen coated titanium alloy. *J Biomed Mater Res*. 2002 Mar 5;59(3):516-27.
- Bellows C, Heersche J, Aubin J. Aluminum accelerates osteoblastic differentiation but is cytotoxic in long-term rat calvaria cell cultures. *Calcif Tissue Int* 1999;65(1):59-65.
- Bigerelle M, Anselme K, Noël B, Ruderman I, Hardouin P, Iost A. Improvement in the morphology of Ti-based surfaces: a new process to increase in vitro human osteoblast response. *Biomaterials*. 2002;23(7):1563-77.
- Block MS, Delgado A, Fontenot MG. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg*. 1990;48(2):174-8.
- Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Book; 1985.
- Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snétyiv D, Nolte LP. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res*. 1999;45(2):75-83.
- Cortizo A, Bruzzone L, Molinuevo S, Etcheverry S. A possible role of oxidative stress in the vanadium induced cytotoxicity in the MC3T3E-1 osteoblast and UM106 osteosarcoma cell lines. *Toxicology* 2000;147:89-99.
- Cowles E, Brailey L, Gronowicz G. Integrin mediated signaling regulates AP-1 transcription factors and proliferation in osteoblasts. *J Biomed Mater Res* 2000;52:725-37.
- Davies J. The importance and measurement of surface charge species in cell behaviour at the biomaterial interface. In: Ratner B, editor. *Surface Characterization of biomaterials*. Amsterdam: Elsevier; 1988. p. 219-34.
- Davies JE. Mechanism of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998;5:391-401.
- Dee K, Thomas T, Bizios R. Osteoblast population migration characteristics on substrates modified with immobilized adhesive peptides. *Biomaterials* 1999;20:221-7.
- Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann HP, Kiattavorncharoen S, Lauer HC, Meyer U, Kübler NR, Handschel J. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med*. 2008;11:4:30.
- El Gahannam A, Hamazawy E, Yehia A. Effect of thermal treatment on bioactive glass microstructure, corrosion behaviour, zeta potential and protein adsorption. *J Biomed Mater Res* 2001;55:387-95.
- Fanti P, Kindy M, Mohapatra S, Klein J, Columbo G, Malluche H. Dose dependent effects of aluminium on osteocalcin synthesis in osteoblast-like ROS 17/2 cells in culture. *Am J Physiol* 1992;263:E1113-8.
- Feng B, Chen J, Qi S, He L, Zhao J, Zhang X. Characterization of surface oxide films on titanium and bioactivity. *J Mater Sci Mater Med* 2002;13:457-64.
- Geissler U, Hempel U, Wolf C, Scharnweber D, Worch H, Wenzel K. Collagen type I coating of Ti6Al4V promotes adhesion of osteoblasts. *J Biomed Mater Res*. 2000 Sep 15;51(4):752-60.
- Grzesik W, Robey P. Bone matrix RGD glycoproteins: immunolocalization and interaction with human primary osteoblastic bone cells in vitro. *J Bone Miner Res* 1994;9:487-96.
- Guizzardi S, Galli C, Martini D, Belletti S, Tinti A, Raspanti M, Taddei P, Ruggeri A, Scandroglio R. Different titanium surface treatment influences human mandibular osteoblast response. *J Periodontol*. 2004;75(2):273-82.
- Huang H, Zhao Y, Liu Z, Zhang Y, Zhang H, Fu T et al. Enhanced osteoblast functions on RGD immobilized surface. *J Oral Implantol* 2003;29:73-9.
- Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO(2) blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(2):128-34.
- Khan MA, Williams RL, Williams DF. The corrosion behaviour of Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb and Ti-13Nb-13Zr in protein solutions. *Biomaterials*. 1999;20(7):631-7.
- Ku C, Brown M, Gregson P, Corbeil J, Pioletti D. Large-scale gene expression analysis of osteoblasts cultured on three different Ti-6Al-4V surface treatments. *Biomaterials* 2002;23(21):4193-202.
- Lazzara RJ, Testori T, Trisi P, Porter SS, Weinstein RL. A human histologic analysis of osseointegration and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. *Int J Periodontics Rest Dent* 1999;19:117-29.
- Le Guehennec L, Martin F, Lopez-Heredia MA, Louarn G, Amouriq Y, Cousty J, Layrolle P. Osteoblastic cell behavior on nanostructured metal implants. *Nanomed*. 2008;3(1):61-71.
- Le Guéhenne L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*. 2007;23(7):844-54.
- Leventhal GS. Titanium, a metal for surgery. *J Bone Joint Surg* 1951;33:473.
- Lorenzetti M, Menicucci G, Mozzati M, Polizzi G. Osseointegrazione. In: G.Preti "Riabilitazione Protetica". Cap 9. Torino: Ed. UTET; 2003. P. 185-261.
- Masaki C, Schneider GB, Zaharias R, Seabold D, Stanford C. Effects of implant surface microtopography on osteoblast gene expression. *Clin Oral Implants Res*. 2005; 16: 650-6.
- Massaro C, Rotolo P, De Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M, Textor M, Spencer ND, Brunette DM. Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *Mater Sci Mater Med*. 2002;13(6):535-48.
- Maurer AM, Lê VD, Steinemann SG, Guenther H, Bille J. Surface chemistry and cell reactions. 10th Eur Conf Biomaterials. Davos: in press.
- McKay G, Macnair R, McDonald C, Grant M. Interactions of orthopedic metals with an immortalized rat osteoblast cell line. *Biomaterials* 1996;17:1339-44.
- Morais S, Sousa J, Fernandes M, Carvalho G. In vitro biomineralization by osteoblast-like cells. Retardation of tissue mineralization by metal salts. *Biomaterials* 1998;19(1-3):12-31.
- Ogawa T, Nishimura I. Different bone integration profiles of turned and acid-etched implants associated with modulated expression of extracellular matrix genes. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(2):200-10.
- Ogawa T, Sukotjo C, Nishimura I. Modulated bone matrix-related gene expression is associated with differences in interfacial strength of different implant surface roughness. *J Prosthodont*. 2002;11(4):241-7.
- Okazaki Y, Rao S, Ito Y, Tateishi T. Corrosion resistance, mechanical properties, corrosion fatigue strength and cytocompatibility of new Ti alloys without Al and V. *Biomaterials* 1998; 19:1197-1215.
- Park JY, Davies JE. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res* 2001;11:530-539.
- Petit V, Thiery J. Focal adhesions: structure and dynamics. *Biol Cell* 2000;92:477-94.
- Preti G, Martinasso G, Peirone B, Navone R, Manzella C, Muzio G, Russo C, Canuto RA, Schierano G. Cytokines and Growth Factors Involved in the Osseointegration of Oral Titanium Implants Positioned Using Piezoelectric Bone Surgery Versus a Drill Technique: A Pilot Study in Minipigs. *Journal of Periodontology*. 2007;78(4):716-722.
- Puleo D, Kissling R, Sheu M. A technique to immobilize bioactive proteins, including bone morphogenetic protein-4 (BMP-4), on titanium alloy. *Biomaterials* 2002;23:2079-87.
- Sader MS, Balduino A, Soares Gde A, Borojevic R. Effect of three distinct treatments of titanium surface on osteoblast attachment, proliferation, and differentiation. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(6):667-75.

- Salice V, Cortizo A, Dumm C, Gomez, Etcheverry S. Tyrosine phosphorylation and morphological transformation induced by four vanadium compounds on MC3T3E1 cells. *Mol Cell Biochem* 1999;198:119-28.
- Sawase T, Hai K, Yoshida K, Baba K, Hatada R, Atsta M. Spectroscopic studies of three osseointegrated implants. *J Dent* 1998; 119-124.
- Schierano G, Bellone G, Cassarino E, Pagano M, Preti G, Emanuelli G. Transforming growth factor-beta and interleukin 10 in oral implant sites in humans. *J Dent Res*. 2003 Jun;82(6):428-32.
- Schierano G, Bellone G, Manzella C, Preti G, Emanuelli G. In vitro effect of transforming growth factor-β on adhesion molecule Expression by human gingival fibroblasts cultured in the presence of a titanium abutment. *J Periodontol*. 2001 Dec;72(12):1658-65.
- Schierano G, Canuto RA, Navone R, Peirone B, Martinasso G, Pagano M, Maggiora M, Manzella C, Easton M, Davit A, Trombetta A, Amedeo S, Biolatti B, Carossa S, Preti G. Biological Factors Involved in the Osseointegration of Oral Titanium Implants With Different Surfaces: A Pilot Study in Minipigs. *Journal of Periodontology* 2005;76,(10): 1710-1720.
- Schierano G, Pera P, Macaluso GM, Galli C, Conserva E. Impianti dentari. In: G. Preti "Riabilitazione Protetica. Clinica-Materiali dentari" Cap 7. Torino: Ed. UTET; 2005. p. 341-367.
- Schliephake H, Aref A, Scharnweber D, Bierbaum S, Sewing A. Effect of modifications of dual acid-etched implant surfaces on peri-implant bone formation. Part I: organic coatings. *Clin Oral Implants Res*. 2009; 20(1):31-7.
- Schliephake H, Aref A, Scharnweber D, Rösler S, Sewing A. Effect of modifications of dual acid-etched implant surfaces on periimplant bone formation. Part II: calcium phosphate coatings. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Jan;20(1):38-44.
- Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg*.1981;9(1):15-25.
- Shapira L, Klinger A, Tadir A, Wilensky A, Halabi A. Effect of a niobium-containing titanium alloy on osteoblast behavior in culture. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(6):578-82.
- Steinemann SG, Mäusli PA. Titanium alloys for surgical implants-biocompatibility from physicochemical principles. *Proc 6th World Conf Titanium*. In: Lacombe P, Tricot R, Béranger G, ed. Les Ulis: Les editions de physique, 1988:535-540.
- Steinemann SG. Tissue compatibility of metals from physicochemical principles. In: Kovacs P, Istephanous NS, ed. *Compatibility of biomedical implants. Corrosion and organic and biological electrochemistry divisions Proc Vol. 94-15*. Pennington, NJ: The Electrochemical society, 1994:1-13.
- Steinemann SG. Titanium-the material of choice? *Periodontology* 2000, 1998:17;7-21.
- Stephansson S, Byers B, Garcia A. Enhanced expression of the osteoblastic phenotype on substrate that modulates fibronectin conformation and integrin receptor binding. *Biomaterials* 2003;23:2527-34.
- Sul YT, Johansson CB, Jeong Y, Röser K, Wennerberg A, Albrektsson T. Oxidized implants and their influence on the bone response. *J Mater Sci Mater Med*. 2001;12(10-12):1025-31. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(3):341-8.
- Sykaras N, AM I, marker V, Triplett R, Woody R. Implant materials, design, and surface topographies: their effect on osseointegration-A literature review. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2000;15:675-90.
- Tealdo T, Bevilacqua M, Pera P. Scelta della tipologia di impianto. In : "Columbus Bridge Protocol" T. Tealdo, M. Bevilacqua, P. Pera. cap 4. Rho (MI): Ed. Quintessenza edizioni; 2009. p. 73-114.
- Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 May-Jun;15(3):331-44.
- Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2008 Jan-Feb;21(1):27-36.
- Wieland M. Experimental determination and quantitative evaluation of the surface composition and topography of medical implant surfaces and their influence on osteoblastic cell-surface interactions. Zuerich; 1999.
- Yang Y, Tian J, Tian J, Chen Z. Surface modification of titanium through amino group implantation. *J Biomed Mater Res* 2001;55:442-4.
- Zinger O, Anselme K, Denzer A, Habersetzer P, Wieland M, Jeanfils J, Hardouin P, Landolt D. Time-dependent morphology and adhesion of osteoblastic cells on titanium model surfaces featuring scale-resolved topography. *Biomaterials*. 2004;25(14):2695-711.
- Zreiqat H, Howlett C. Titanium substrate composition influences osteoblastic phenotype: In vitro study. *J Biomed Mater Res* 1999; 47(3): 360-363.

CAPITOLO 12

MATERIALI PER LA TERAPIA PARODONTALE

12.1 Cementi chirurgici

La terapia delle parodontopatie viene in genere attuata mediante l'uso di farmaci associati a interventi chirurgici e in quest'ultimo caso, allo scopo di proteggere la mucosa orale cruentata, possono essere adoperati particolari sostanze, denominate cementi chirurgici o impacchi chirurgici, i quali, oltre all'azione trofica e rigenerativa, esplicano funzione protettiva da eventuali insulti chimici, microbiologici o meccanici, azione antiemorragica ed antidolorifica.

Tra le varie opinioni circa l'utilità o meno di ricoprire la ferita chirurgica con impacchi protettivi, alcuni studiosi di parodontologia non sono del parere di mettere l'impacco sulla ferita per la possibilità di un eventuale spostamento del lembo in seguito ad un accidentale movimento dell'impacco stesso durante il suo indurimento. Molti altri sono del parere opposto, affermando che la copertura della ferita, negli interventi chirurgici sulle mucose orali, permette al paziente di riprendere subito le pratiche di igiene orale, favorendo nel contempo una più immediata e migliore guarigione.

Nella chirurgia parodontale l'impacco chirurgico è utilizzato per i seguenti scopi:

- › proteggere la ferita da traumi meccanici, termici e chimici;
- › coprire il coagulo quando non è possibile l'unione diretta dei bordi della ferita (sutura dei margini).

Affinché possa esplicare in modo efficiente le azioni descritte, l'impacco chirurgico deve possedere i seguenti requisiti:

- › essere di consistenza morbida, di facile manipolazione e sufficientemente plastico per potersi adattare alla morfologia della zona da trattare;
- › indurire in un tempo ragionevolmente breve per diminuire la possibilità di dislocazione involontaria dei lembi mucosi sottostanti;
- › avere una consistenza ed una durezza tali da resistere al trauma masticatorio e da prevenire la frattura ed

- il dislocamento;
- › presentare una superficie liscia e compatta, allo scopo di ostacolare la ritenzione di depositi alimentari e batterici e di prevenire l'irritazione della mucosa labiale e geniena;
- › avere effetto battericida per prevenire la colonizzazione batterica;
- › non interferire in modo negativo sulle varie fasi del processo di guarigione.

I primi cementi utilizzati come impacchi così detti parodontali erano costituiti da polveri di ossido di zinco, resine ed acido tannico, che venivano mescolati a un liquido, con una percentuale notevole di eugenolo. Nella polvere erano presenti anche fibre di amianto allo scopo di aumentare la consistenza dell'impacco.

I primi cementi chirurgici commerciali sono stati quello di Ward e quello di Kinkland. Il cemento di Ward era presentato commercialmente in due contenitori con polvere e liquido: la polvere era formata da ossido di zinco, colofonia e fibre di amianto e il liquido in massima parte da eugenolo con olio di oliva. L'inconveniente di questo cemento era di indurire rapidamente durante le fasi della miscelazione, per cui la manipolazione era difficile. Il cemento di Kinkland era formato anch'esso da una polvere che conteneva ossido di zinco, colofonia, acido tannico e fibre di amianto e da un liquido che era composto da olio di arachidi, eugenolo e colofonia. Questo cemento era di facile manipolazione, ma presentava un indurimento molto lento.

La tossicità di alcuni elementi presenti nel cemento determinò il mancato successo e di conseguenza il relativo abbandono. Tra questi componenti tossici vi era l'acido tannico il quale, pur presentando un'azione emostatica, risultava dannoso per i suoi effetti isto-lesivi e perché provocava lesioni epatiche in seguito all'assorbimento attraverso le mucose orali. Anche le fibre di amianto, pur determinando un notevole aumento della consistenza dell'impacco, scatenavano spesso una reazione locale da corpo estraneo e danni polmonari. L'eugenolo, in grado di reagire con l'ossido di zinco, presentava una notevole azione irritante per le mucose del cavo orale.

La tecnica dell'inserimento di antibiotici nel cemento chirurgico, come la bacitracina o la terramicina, fu ben presto abbandonata per il rischio di procurare, a livello delle mucose orali, una sensibilizzazione locale all'antibiotico.

Gli impacchi chirurgici odierni non dovrebbero presentare nella loro composizione tali materiali ad eccezione dell'eugenolo. Gli attuali cementi chirurgici sono classificati fondamentalmente in impacchi con eugenolo ed impacchi privi di eugenolo. La base di questi impacchi è costituita da ossido di zinco.

I cementi chirurgici attualmente più usati sono i seguenti.

- › Il **Peripak**, un impacco che nella sua formulazione commerciale si presenta già pronto per essere inserito nelle zone cruentate, presentando una buona maneggevolezza, indurisce rapidamente in ambiente

umido; è inoltre ben tollerato dalle mucose ma possiede scarsa adesività. Il Peripak, per quanto riguarda la composizione chimica, è costituito da solfato di calcio (CaSO_4), che è il più rappresentato percentualmente, ossido di zinco (ZnO), solfato di zinco (ZnSO_4), acrilati, coloranti inorganici e oli aromatici.

- ▶ Il **Nobetec**, a differenza del precedente (scarsa adesività alle mucose), presenta forte adesione e buon indurimento, proprietà queste che garantiscono stabilità del cemento alle mucose orali, e, grazie alla sua resistenza alla trazione, spesso funge, nella prima fase postoperatoria, da sutura provvisoria riuscendo a tenere uniti i lembi chirurgici.
- ▶ Il **Coepak** è un cemento che presenta i vantaggi dei due impacchi chirurgici già considerati. Dal punto di vista merceologico si presenta sotto forma di due paste di colore diverso (bianco e rosso) inserite in due differenti contenitori di forma cilindrica. Una pasta è formata da ossidi di vari metalli e laratidolo; la seconda contiene acidi carbossilici non ionizzanti, cloro e timolo (che costituisce un valido agente batteriostatico). Il Coepak è l'impacco chirurgico maggiormente utilizzato, essendo fornito di buona adesività e ottima tolleranza da parte della mucosa orale.

12.1.2 Cenni sulla tecnica di preparazione del Coepak

Si pongono due lunghezze uguali del materiale contenuto nei due tubi sulla superficie di un blocco di carta fornito in genere all'interno della confezione commerciale, avendo l'accortezza di non far venire a contatto le due paste prima della miscelazione.

Con l'estremità di una spatola di acciaio, si miscelano le due paste fino a formare una massa di colore uniforme rosa pallido facendo attenzione che non si formino delle striature dei colori delle paste originali. Quando l'impacco assume la consistenza solida, non viscosa, simile allo stucco, allora è pronto per essere posizionato sulla mucosa cruentata. In questa fase l'operatore si lubrifica le dita (le cui mani sono protette da guanti sterili) con vasellina o con soluzione fisiologica, per permettere, durante la fase di posizionamento in bocca, una migliore modellazione dell'impacco chirurgico sulla mucosa operata.

Per accelerare la solidificazione dell'impacco è sufficiente immergerlo, subito dopo la miscelazione, in acqua calda per dieci secondi.

12.2 Adesivi chimici

Gli adesivi chimici rappresentano l'ultima scoperta nel campo della protezione di ferite chirurgiche, poiché consentono, oltre ad un'ottima tolleranza a livello tissutale, anche una perfetta aderenza ai tessuti viventi umidi, consentendo all'operatore di ridurre, o addirittura

eliminare, l'uso delle tradizionali suture. Questi adesivi chimici sono dei derivati dell'acido cianoacrilico e commercialmente si trovano sotto forma di monomeri che, in ambienti umidi alcalini o acqua, induriscono rapidamente mediante una reazione di polimerizzazione. Nella confezione commerciale è presente anche l'antrachinone (1%) che, grazie alla sua colorazione blu, permette di renderne visivamente più facile l'applicazione. Questi materiali adesivi presentano azione emostatica, dovuta all'azione meccanica occlusiva dei vasi e ottima biocompatibilità con i tessuti viventi. Hanno inoltre una valida azione batteriostatica data dalla presenza del diossido di zolfo che si sprigiona durante le fasi della polimerizzazione.

Questi prodotti sono utilizzati come agenti suturanti in chirurgia mucogengivale, anche se alcuni studiosi sostengono che i cianoacrilati esplicano un'azione tossica sul tessuto osseo alveolare con cui vengono a contatto; altri ricercatori, al contrario, ritengono che tali sostanze determinino un'azione di stimolo per la rigenerazione dell'osso.

Gli adesivi chimici sono utilizzati in chirurgia mucogengivale e in particolare per l'adesione di innesti liberi di mucosa. Commercialmente si presentano in fiale e sono applicati sulla ferita per mezzo di piccoli capillari in vetro o con pennelli.

12.3 Colla di fibrina

L'uso di sostanze di derivazione ematica per favorire l'emostasi e la chiusura di ferite, risale al 1915-16, epoca in cui Grey e Harvey descrissero una tecnica per controllare l'emorragia di organi interni mediante tamponi di fibrina.

Il primo utilizzo della colla di fibrina in campo odontoiatrico ha permesso di praticare interventi in pazienti affetti da diatesi emorragiche acquisite o congenite e in pazienti in terapia anticoagulante. Ottimi risultati si sono ottenuti anche utilizzando la colla di fibrina negli interventi di chiusura di comunicazioni oro-sinusalì in combinazione con lamine di collagene.

La colla di fibrina, di derivazione totalmente biologica, si differenzia dalle altre colle, usate in chirurgia, che sono costituite da materiale sintetico come i cianoacrilati. Essa è infatti formata da una sostanza base che è una colla biocompatibile e da un altro elemento che è l'attivante del processo di solidificazione. La prima componente è costituita da fibrinogeno e da altre plasmoproteine insieme ad una soluzione di aprotinina; la seconda è costituita da trombina liofilizzata da sciogliere in una soluzione di cloruro di calcio.

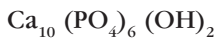
La colla di fibrina contiene in massima parte fibrinogeno umano, a concentrazione trenta volte superiore a quella presente nel plasma normale, e il fattore XIII della coagulazione, anch'esso in concentrazione superiore di dieci volte. La colla di fibrina liofilizzata, dopo essere stata attivata da una soluzione di cloruro di calcio-trombina, si trasforma in fibrina stabilizzata che aderisce ai

tessuti con legami fisici e chimici per la sua affinità con le fibrine collagene.

12.4 Bioceramiche

In parodontologia, le bioceramiche vengono in genere utilizzate per favorire il ripristino dell'osso il quale, com'è noto, può essere riprodotto fisiologicamente mediante l'attività del coagulo oppure in modo guidato, biologicamente, mediante l'uso di osso autologo, omologo ed eterologo, e con materiale alloplastico (metalli, polimeri e bioceramiche a base di fosfato di calcio).

Le bioceramiche, in base alla composizione chimica, possono essere suddivise in idrossiapatite, durapatite o monoidrossifosfato di pentacalcio la cui formula chimica è la seguente:



Oppure in fosfato tricalcico la cui formula chimica è la seguente:



In base alla struttura le bioceramiche si suddividono in porose e non porose.

12.5 Membrane riassorbibili e non riassorbibili

Rappresentano un gruppo di biomateriali dall'indiscusso interesse pratico, soprattutto in parodontologia. Tra i vari materiali che possono essere utilizzati per la loro produzione si ricordano: politetrafluoro etilene; teflon fluoro carbonio; polipropilene; poliglactin.

- Il **politetrafluoro etilene**, meglio conosciuto come membrana goretex, chimicamente è formato da una molecola di base carbonio-carbonio legata a 4 atomi di fluoro. La funzione del fluoro è di formare una guaina protettiva in modo da rendere la membrana inattaccabile da parte dei numerosi agenti chimici presenti nell'organismo; ciò conferisce al prodotto una inerzia assoluta e conseguente assenza di riassorbibilità. Prodotta nel 1969 ad opera di R.W. Gore, è stata messa in commercio nel 1975 come protesi vascolare ma è stata successivamente utilizzata per la rigenerazione guidata dei tessuti, funzionando come barriera protettiva passiva per escludere il tessuto connettivo che potrebbe interferire con la guarigione del sottostante tessuto osseo. L'inconveniente dell'impiego di tali membrane è rappresentato dal fatto che dovrebbe essere rimossa, alla fine del periodo d'azione, con un intervento chirurgico.
- Il **teflon fluoro-carbonio**, conosciuto anche come polifluoro-carbonio, è un polimero con aggiunta di ossigeno e commercialmente ne esistono due

varianti, il Proplast I ed il Proplast II. Il Proplast, di colore grigio ed altamente poroso, è formato da fibre di grafite nella variante I e da fibre di ossido di alluminio nella variante II. È una membrana porosa e i pori presentano una notevole resistenza agli agenti chimici e godono di proprietà antiadesive. Il teflon fluoro carbonio è stato utilizzato per la ricostruzione di difetti ossei della faccia ed in campo odontoiatrico in chirurgia preprotetica nei casi di ricostruzione di processi alveolari. Non viene più utilizzato per gli inconvenienti dati dalla colorazioni brunastre create nei tessuti circostanti all'impianto (Proplast I) e per le variazioni cellulari atipiche stimulate dalla presenza delle membrane.

- Il **polipropilene** è un polimero termoplastico poliolefino le cui maglie sono realizzate con un tessuto formato da monofilamenti di polipropilene a doppia direzione. È una membrana non riassorbibile, inerte ed atossica e non si frammenta allorché si taglia presentando i margini rimagliati. Può essere sterilizzata in autoclave o con ossido di etilene. Le dimensioni dei pori e la struttura (lunghezza dei filamenti fra i nodi) la rende idonea per la crescita di tessuto di granulazione stimolando la crescita di fibroblasti. Il polipropilene è utilizzato per la rigenerazione guidata del tessuto osseo in implantologia e in parodontologia.
- Il **poliglactin** è un copolimero ottenuto polimerizzando due parti di glicolide ed una parte di 1-lattide in determinate condizioni di temperatura e pressione. Il biomateriale ottenuto è una fibra riassorbibile con ottima resistenza e ritenzione; presenta inoltre un alto grado di tollerabilità. Vengono presentate in commercio già sterilizzate con ossido di etilene e degassate e sigillate in buste per evitare il contatto con l'umidità. Il riassorbimento avviene mediante idrolisi della membrana con formazione di acido lattico ed acido glicolico i quali, essendo componenti naturali del corpo umano, vengono facilmente metabolizzati ed eliminati con le urine. Il riassorbimento si completa in genere tra il cinquantesimo e il settantesimo giorno.

Bibliografia

- Amarante ES, Leknes KN, Skavland J, Lie T. Coronally positioned flap procedures with or without a bioabsorbable membrane in the treatment of human gingival recession. *J Periodontol* 2000 Jun;71(6):989-98.
- Burdairon G. *Biomateriali Dentari*. Edizione Italiana. Milano: Masson; 1984.
- Cherng A, Takagi S, Chow LC. Effects of hydroxypropyl methylcellulose and other gelling agents on the handling properties of calcium phosphate cement. *J Biomed Mater Res* 1997 Jun 5;35(3):273-7.
- Cortellini P, Clauser C, Prato GP. Histologic assessment of new attachment following the treatment of a human buccal recession by means of a guided tissue regeneration procedure. *J Periodontol* 1993 May;64(5):387-91.
- Fujikawa K, Sugawara A, Murai S, Nishiyama M, Takagi S, Chow LC. Histopathological reaction of calcium phosphate cement in periodontal bone defect. *Dent Mater J* 1995 Jun;14(1):45-57.

- Gottlow J. Guided tissue regeneration using bioresorbable and non-resorbable devices: initial healing and long-term results. *J Periodontol* 1993 Nov;64(11 Suppl):1157-65.
- Harris RJ. Human histologic evaluation of a bone graft combined with GTR in the treatment of osseous dehiscence defects: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002 Oct;22(5):493-501.
- Heitz-Mayfield LJ, Trombelli L, Heitz F, Needleman I, Moles D. A systematic review of the effect of surgical debridement vs non-surgical debridement for the treatment of chronic periodontitis. *J Clin Periodontol* 2002;29 Suppl 3:92-102.
- Hollinger JO, Brekke J, Gruskin E, Lee D. Role of bone substitutes. *Clin Orthop Relat Res* 1996 Mar;(324):55-65.
- Jepsen S, Eberhard J, Herrera D, Needleman I. A systematic review of guided tissue regeneration for periodontal furcation defects. What is the effect of guided tissue regeneration compared with surgical debridement in the treatment of furcation defects? *J Clin Periodontol* 2002;29 Suppl 3:103-16.
- Keagle JG, Garnick JJ, Searle JR, King GE, Morse PK. Gingival resistance to probing forces. I. Determination of optimal probe diameter. *J Periodontol* 1989 Apr;60(4):167-71.
- Lorenzoni M, Pertl C, Keil C, Wegscheider WA. Treatment of peri-implant defects with guided bone regeneration: a comparative clinical study with various membranes and bone grafts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998 Sep-Oct;13(5):639-46.
- Maragos P, Bissada NF, Wang R, Cole BP. Comparison of three methods using calcium sulfate as a graft/barrier material for the treatment of Class II mandibular molar furcation defects. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:493-501.
- Müller HP, Stahl M, Eger T. Failure of root coverage of shallow gingival recessions employing GTR and bioresorbable membrane. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2001 Apr;21(2):171-81.
- Murphy KG, Gunsolley JC. Guided tissue regeneration for the treatment of periodontal intrabony and furcation defects. A systematic review. *Ann Periodontol* 2003 Dec;8(1):266-302.
- Negri PL, Della Ventura A, Eramo S. *Materiali Dentari*. Firenze: Usus Edizioni Scientifiche; 1992.
- Nelson SW. The subpedicle connective tissue graft. A bilaminar reconstructive procedure for the coverage of denuded root surfaces. *J Periodontol* 1987 Feb;58(2):95-102.
- Nery EB, LeGeros RZ, Lynch KL, Lee K. Tissue response to biphasic calcium phosphate ceramic with different ratios of HA/beta TCP in periodontal osseous defects. *J Periodontol* 1992 Sep;63(9):729-35.
- Paolantonio M. Treatment of gingival recessions by combined periodontal regenerative technique, guided tissue regeneration, and subpedicle connective tissue graft. A comparative clinical study. *J Periodontol* 2002 Jan;73(1):53-62.
- Pappalardo G, Caltabiano M, Ciccù D. *Manuale di Materiali Dentari*. Padova: Piccin Nuova Libreria;1997.
- Pitaru S, Tal H, Soldinger M, Azar-Avidan O, Noff M. Collagen membranes prevent the apical migration of epithelium during periodontal wound healing. *J Periodontol* 1987 Jul;22(4):331-3.
- Reynolds MA, Aichelmann-Reidy ME, Branch-Mays GL, Gunsolley JC. The efficacy of bone replacement grafts in the treatment of periodontal osseous defects. A systematic review. *Ann Periodontol*. 2003 Dec;8(1):227-65.
- Ricci G, Silvestri M, Tinti C, Rasperini G. A clinical/statistical comparison between the subpedicle connective tissue graft method and the guided tissue regeneration technique in root coverage. *J Periodontics Restorative Dent* 1996 Dec;16(6):538-45.
- Rosetti EP, Marcantonio RA, Rossa C Jr, Chaves ES, Goissis G, Marcantonio E Jr. Treatment of gingival recession: comparative study between subepithelial connective tissue graft and guided tissue regeneration. *J Periodontol* 2000 Sep;71(9):1441-7.
- Rothamel D, Schwarz F, Sculean A, Herten M, Scherbaum W, Becker J. Biocompatibility of various collagen membranes in cultures of human PDL fibroblasts and human osteoblast-like cells. *Clin Oral Implants Res* 2004 Aug;15(4):443-9.
- Simionato F. *Tecnologie dei Materiali Dentari*. Vol. 2. Padova: Piccin Nuova Libreria; 1983.
- Sottosanti J. Calcium sulfate: A biodegradable and biocompatible barrier for guided tissue regeneration. *Compendium* 1992 Mar;13(3):226-8, 230, 232-4.
- Trombelli L, Scabbia A, Tatakis DN, Calura G. Subpedicle connective tissue graft versus guided tissue regeneration with bioabsorbable membrane in the treatment of human gingival recession defects. *J Periodontol* 1998 Nov;69(11):1271-7.

CAPITOLO 13

MATERIALI PER LA TERAPIA ORTODONTICA

13.1 Introduzione

Lo spostamento dei denti con forze controllate può essere effettuato con due tipi di apparecchiature ortodontiche: mobili (fig. 1) e fisse (fig. 2). Queste ultime sono costituite da una serie di elementi che nell'insieme consentono il movimento dentario e la risoluzione della malocclusione. In particolare si hanno:

- › bracket (attacchi su ogni elemento dentario);
- › bande (anelli di metallo intorno ai molari);
- › fili (sistemi che vanno all'interno di attacchi e bande);
- › accessori (legature, elastici, molle, trazioni extra-orali).



FIG. 1 Apparecchiatura mobile.



FIG. 2 Apparecchiatura fissa.

13.2 I bracket

L'attacco ortodontico (bracket) (fig. 3) è l'elemento principale dell'apparecchio fisso. Ogni casa produttrice propone un differente design del bracket, ma le strutture che lo compongono sono uguali per ogni modello: una base, trattata in maniera tale da permettere l'adesione con l'elemento dentario, e un corpo nel quale sono ricavate due componenti fondamentali: la scanalatura a sezione rettangolare (slot) per l'inserimento di fili metallici e le alette per il trattenimento delle legature necessarie a bloccare i fili nell'attacco.

In commercio è possibile rilevare una straordinaria varietà di attacchi ortodontici, discriminabile in maniera differente a seconda delle caratteristiche che si possono andare a considerare: lega, prescrizione o procedura di produzione. I bracket ortodontici coinvolgono una vasta gamma di materie prime: leghe metalliche (le più utilizzate sono l'acciaio o l'oro) (fig. 4A), le ceramiche e le plastiche (per gli attacchi estetici) (fig. 4B).

La base del bracket presenta una struttura ritentiva nella quale si inserisce il composito che fa da legante con l'elemento dentario. La base ha una forma diversa a seconda dell'elemento dentario a cui dovrà legarsi



FIG. 3 Attacco ortodontico (bracket).



FIGG. 4 A: bracket ortodontici in acciaio. B: bracket ortodontici in ceramica.

essendo la superficie di ciascun elemento diversa: piatta per gli incisivi, curva per gli elementi latero-posteriori. Esistono varie morfologie ritenitive: strutture retinate (fig. 5C), scanalature lineari (fig. 5B) o circolari (fig. 5A) che garantiscono l'adesione macromeccanica del materiale composito alla struttura metallica.

Oltre a questo tipo di ritenzioni alcune case produttrici trattano i bracket ortodontici per garantire una ritenzione ulteriore, definita micromeccanica, attraverso processi di sabbatura o mordenatura della superficie della base. Il corpo è costituito, come già detto, da due componenti: lo slot e le alette. Lo slot è una scanalatura rettangolare che consente l'inserimento dei fili metalli-

ci. Esso presenta delle grandezze differenti a seconda della meccanica ortodontica: i più utilizzati hanno le dimensioni 18x30, 18x25 o 22x28 pollici.

Le case produttrici si sono sempre sbizzarrite con le morfologie e i materiali dei bracket. Quelli qui riprodotti (figg. 6-12) sono esempi che si sono susseguiti negli anni.

Esistono tantissime prescrizioni ortodontiche: a seconda della tecnica utilizzata dal clinico o delle necessità si può scegliere una metodica oppure un'altra. Questo perché mentre in passato era la modellazione del filo a generare uno specifico movimento, oggi sono gli attacchi il mezzo di trasmissione di tutte le informazioni al

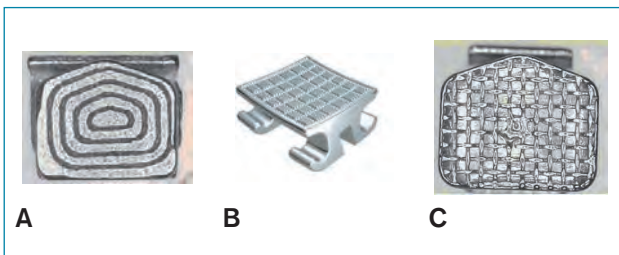


FIG. 5 A: ritenzione a scanalature circolari. B: ritenzioni a scanalature lineari. C: ritenzioni a struttura retinata.



FIG. 9 Attacco estetico in materiale policristallino.

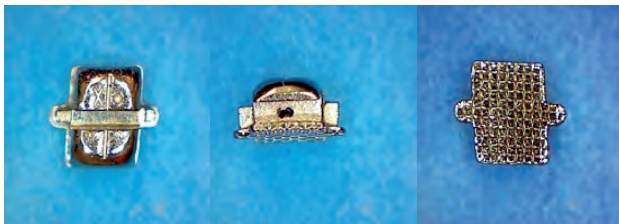


FIG. 6 Attacco Edgewise monogemellare.



FIG. 10 Attacco estetico.

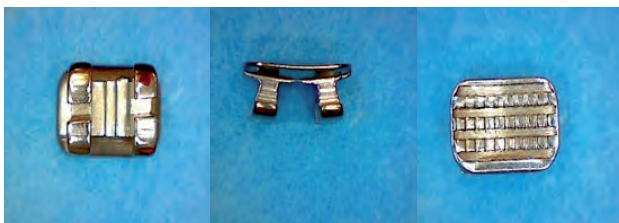


FIG. 7 Attacco Gemellare.



FIG. 11 Attacco in resina acetilica atossica.

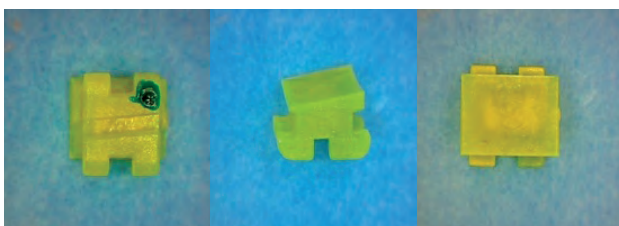
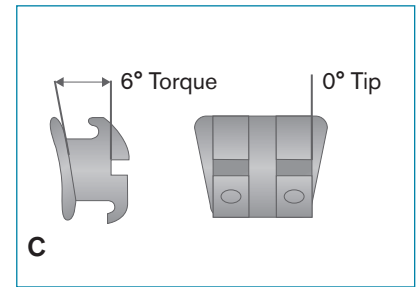
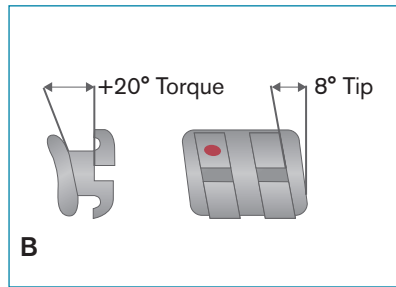
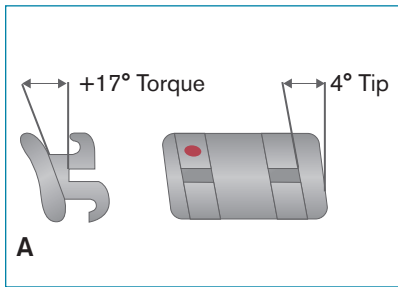


FIG. 8 Attacco in fibra.



FIG. 12 Attacco plastico.



FIGG. 13 A: bracket ortodontico premolare inferiore con angolo di torque e tip. B: bracket ortodontico incisivo laterale con angolo di torque e tip. C: bracket ortodontico incisivo inferiore con angolo di torque e tip.



FIG. 14 Legature elastiche.



FIG. 15 Legature metalliche.

dente. Sono tre nello specifico le informazioni che l'attacco presenta:

- › in - out per il controllo delle rotazioni;
- › tip per il controllo della posizione mesio-distale della corona dentaria;
- › torque per il controllo della posizione radicolare.

Ciascuna prescrizione presenta diverse entità di queste tre informazioni, a seconda di come è stata sviluppata (figg. 13). L'in-out è inserito in ciascun attacco attraverso una diversa grandezza dello spessore nella base dell'attacco stesso, in modo che alla fine i denti si vengano a trovare alle giuste distanze gli uni dagli altri. Il tip è inserito attraverso una inclinazione dello slot nel piano antero-posteriore. Il torque in un primo momento fu inserito come rotazione dello slot, successivamente è stato aggiunto come spessore differenziale all'interno della base dell'attacco stesso. Le alette, invece, sono la struttura che consente il bloccaggio del filo nello slot attraverso le legature (elastiche o metalliche). Le legature elastiche (fig. 14) sono generalmente più veloci da posizionare, ma dall'altro canto determinano un aumento dell'accumulo di placca, inoltre aumentano la frizione che il filo ortodontico presenta allo scor-

rimento. Dal canto loro, le legature metalliche (fig. 15) presentano una frizione minore, un minor accumulo di placca ma richiedono più tempo per il loro posizionamento ed inoltre possono creare fastidi al paziente.

Per ovviare a tutti questi problemi, le case produttrici hanno messo in commercio un gran numero di bracket che non necessitano più della legatura poiché presentano essi stessi un sistema di bloccaggio del filo: parliamo della grande famiglia dei bracket self-ligating.

Tali apparecchiature self-ligating si possono definire anche low-friction (a bassa frizione) perché l'arco, non essendo tenuto da legature metalliche o elastiche, è in grado di scorrere liberamente all'interno dello slot, l'unica frizione che subisce l'arco è determinata dal contatto dello slot. Esistono tre tipologie fondamentali di attacchi self-ligating:

- › passivi, provvisti di uno sportello rigido passivo che, una volta inserito l'arco, chiude semplicemente lo slot rendendolo un tubo senza interagire con l'arco;
- › attivi, provvisti di uno sportello flessibile che, oltre ad assicurare l'arco nello slot, interagisce con questo fornendo le forze correttive;
- › interattivi, provvisti di uno sportello flessibile che



FIG. 16 Esempi di bracket self-ligating.



FIG. 17 Attacco self-ligating con meccanismo di chiusura a scivolamento verticale.



FIG. 18 Attacco self-ligating con chiusura a clip.

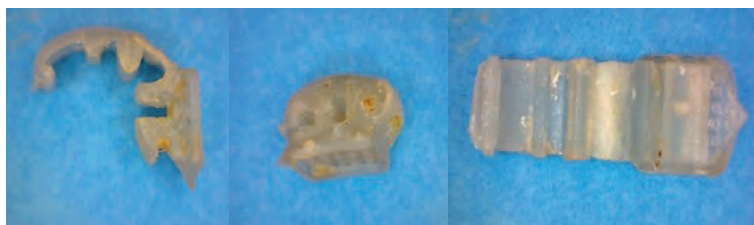


FIG. 19 Attacco self-ligating.

non interagisce con archi di sezione ridotta (solitamente fino a fili di sezione .016 x .016), ma diventa attivo con archi di sezione maggiore.

Anche in questo caso le case produttrici hanno sviluppato vari modelli di attacchi self-ligating (figg. 17, 18).

In realtà esistevano dei tentativi di creare sistematiche self-ligating anche molto prima che le case produttrici sviluppassero questi modelli. Un esempio è l'attacco self dell'OPAL (fig. 19).

Per quanto riguarda i processi di produzione dei bracket ortodontici metallici, questi sono fabbricati secondo tre metodi principali: fusione (casting), inserzione in stampo (injection moulding) e fresatura (milling) che possono anche combinarsi tra loro.

Per quanto riguarda la microfusione (casting), questo processo prevede la realizzazione di uno stampo nel quale viene poi colato il materiale.

La fresatura è una lavorazione meccanica a freddo per asportazione di truciolo, che permette di realizzare un pezzo finito, la cui forma è stata definita a progetto, partendo da un pezzo grezzo di metallo e asportando il materiale in eccesso, che è detto sovrmetalto.

Il Metal Injection Molding o Moulding (MIM) consiste in uno stampaggio a iniezione di polveri metalliche per la produzione di componenti metallici di forma complessa partendo da polveri metalliche.

Il processo prevede la combinazione di polveri di metallo con degli agglomeranti plastici che vengono letteralmente sparati in supporti plastici che danno la

forma all'agglomerato di particelle plastico-metalliche; a questo punto si rimuove il supporto plastico con solventi e processi termici e la risultante parte metallica è sinterizzata ad elevate temperature che legano le particelle tra loro senza sciogliere il metallo.

Le case produttrici si stanno sempre più orientando verso il MIM perché le finalità principali di questo processo sono di realizzare pezzi di dimensioni medio-piccole, di forma complessa, in lotti medio-grandi, con materiali di alta resistenza e con cicli di lavorazione il più possibile automatizzati. La formatura è ottenuta con sistemi di stampaggio a iniezione, ad alta velocità di produzione e minima difettosità.

Un discorso a parte meritano gli attacchi linguali, in altre parole attacchi utilizzati per legarsi al dente dal lato interno e non da quello vestibolare. Anche in questo caso i modelli esistenti sono molti e diversi, a seconda delle case produttrici.

I primi modelli non erano altro che tentativi di montare attacchi vestibolari dal lato linguale, ma questi attacchi divenivano scomodi per i movimenti della lingua. Successive innovazioni hanno permesso di utilizzare attacchi sempre più piccoli e anatomici fino ad arrivare a sistematiche che prevedono l'utilizzo dei sistemi CAD/CAM per attacchi personalizzati per ogni paziente (figg. 20-23).

Un prototipo antecedente a questi presentati con immagini cliniche è quello prodotto dall'American Orthodontic sul modello Kurz (fig. 24).



FIG. 20 Gemellari.



FIG. 21 STB.



FIG. 22 Stealth.



FIG. 23 Incognito.



FIG. 24 Kurz.

13.3 Le bande

Prima dell'introduzione dei materiali compositi e il loro impiego in ortodonzia come legante bracket-dente, erano le bande il veicolo attraverso cui si trasferivano i movimenti dal filo al dente. Attualmente le bande sono ancora utilizzate ma non hanno di certo la stessa importanza come negli albori dell'ortodonzia: sono utilizzate per ancorare l'apparecchio ai denti, o per ancorare ad essi alcuni presidi utili in ortodonzia, quali barre transpalatali (fig. 25A), archi linguales (fig. 25B), espansori (fig. 25C) ed altri.

Utilizzate per i molari e in alcuni casi per i premolari, le bande sono in acciaio inossidabile e sono molto simili a un anello; esse sono disponibili in diverse dimensioni e forme personalizzate al dente. Sono temporaneamente cementate sui denti con il cemento progettato specificamente per l'utilizzo con bande.

Le prime bande in commercio (figg. 26A, 26B) erano dei semplici anellini metallici ai quali il clinico poteva successivamente aggiungere il componente o le componenti di cui aveva bisogno durante il trattamento. Questo procedimento veniva effettuato attraverso una



A

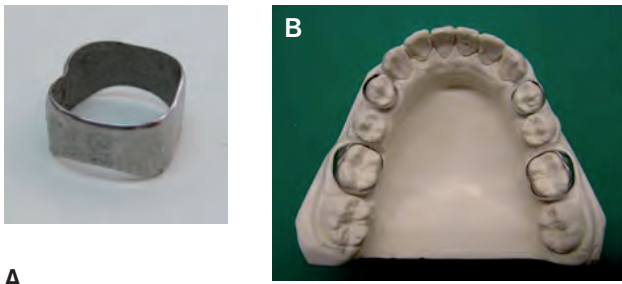


B

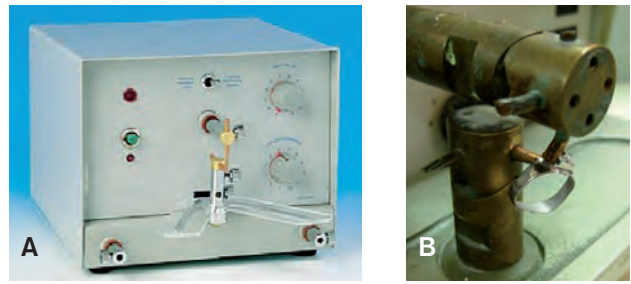


C

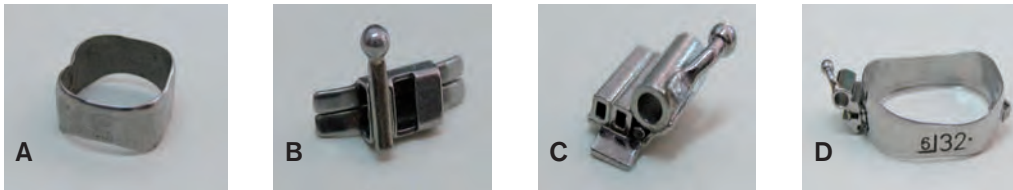
FIGG. 25 A: barra transpalatale. B: arco linguale. C: espansore.



FIGG. 26 A: banda nuda. B: bande nude inserite su modello in gesso.



FIGG. 27 A: puntatrice elettrica. B: puntatura elettrica.



FIGG. 28 A: banda nuda. B: cleats linguale. C: tubolare molare. D: banda con tubolare superiore.

FIGG. 29 A: saldatrice laser. B: particolare.

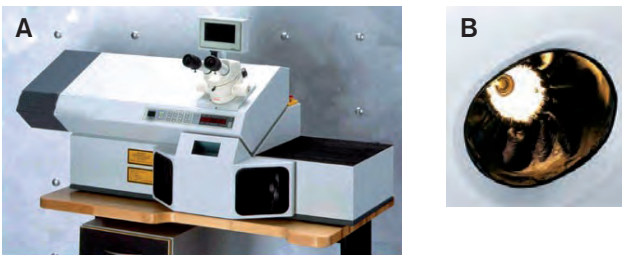
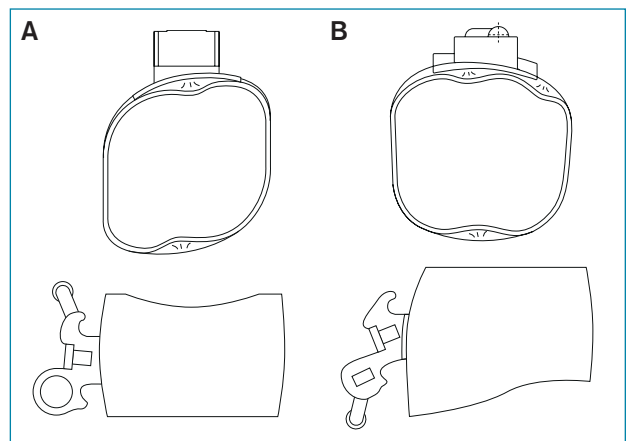


FIG. 31 Codice identificativo marcato al laser.

FIGG. 30 A: sezione frontale e oclusale banda molare superiore. B: sezione frontale e oclusale banda molare inferiore.



saldatura a resistenza, detta più comunemente “puntatura”. Il procedimento, facilmente eseguibile consentiva di aggiungere ad una banda tutta una serie di componenti accessori necessari (figg. 28).

Attualmente queste componenti vengono aggiunte nelle stesse fasi di produzione delle bande attraverso un processo di saldatura al laser (fig. 29), garantendo così una migliore affidabilità della componentistica nonché un risparmio di tempo per il clinico.

Così come per gli attacchi anche per le bande si è cercato di garantire la miglior adesione possibile all'elemento dentario, anche per l'importanza dei movimenti che alcuni presidi posti sulle bande devono svolgere. Questo ha portato al trattamento della superficie interna della banda che da semplice e liscia viene trattata internamente al laser attraverso un processo di fotoincisione per dare ulteriore superficie ritentiva al cemento. Anche le bande come gli attacchi presentano delle informazioni di torque, tip e rotazione all'interno dello

slot che presentano sulla superficie vestibolare. Proprio per questo motivo è necessario scegliere la banda a seconda della tecnica ortodontica che si intende utilizzare. Sono differenti tra destra e sinistra e tra sopra e sotto (fig. 30) e proprio per facilitarne il riconoscimento è presente su ciascuna banda un codice identificativo permanente marcato al laser (fig. 31).

Si possono scegliere bande che presentano: singolo slot per il filo, o anche doppio, a seconda se si prevede l'utilizzo di un filo supplementare. Inoltre è possibile aggiungere anche un tubo accessorio del diametro normalmente di 1.2 pollici per l'aggiunta di dispositivi accessori quali una trazione extraorale o un lip-bumper.

13.4 I fili

Il movimento ortodontico ottimale è prodotto da forze leggere che agiscono per tempi prolungati, per cui i

filì dovrebbero fornire una tale attuazione meccanica nel corso di un periodo di settimane o mesi. I fili con comportamento elastico lineare perdono la loro efficacia in maniera proporzionale al movimento dell'elemento dentario. Inoltre, non esiste una tipologia di filo adatta a tutte le fasi del trattamento. Queste considerazioni hanno determinato l'introduzione sul mercato ortodontico di nuove leghe che, nel corso del tempo, si sono affiancate all'acciaio.

Per comprendere gli effetti esercitati dagli archi ortodontici, bisogna conoscere il comportamento dei materiali elastici descritto dalla *legge di Hooke*, considerando che una grande rivoluzione merceologica e clinica è stata determinata dall'introduzione dei materiali *superelastici*, detti anche *pseudo elastici*, che si comportano in maniera completamente differente rispetto ai materiali elastici tradizionali.

13.4.1 Proprietà di base dei materiali elastici

L'elasticità è la proprietà dei corpi deformati che sviluppano forze, dette *elastiche*, per recuperare le condizioni primitive. Dato un corpo in equilibrio, si applichi ad esso un sistema di forze esterne (*sollecitazioni*) equilibrate, dette anche *carichi* perché realizzati con pesi e forze vincolari; il corpo, in stato di coazione, si deforma; se la deformazione dipende essenzialmente dalle sollecitazioni esterne e si annulla al cessare delle sollecitazioni stesse, il corpo è detto elastico. Per molti materiali queste condizioni sono soddisfatte per valori non troppo alti delle sollecitazioni e cioè inferiori al *limite di elasticità*. Per queste deformazioni molto piccole vale, pertanto, la *legge di Hooke*, la quale afferma che *le deformazioni elastiche sono proporzionali alle forze deformanti*. La rappresentazione moderna della legge di Hooke fa riferimento ai concetti di tensione σ e deformazione ϵ ed è fornita nel caso monodimensionale dalla relazione:

$$\sigma = E \epsilon$$

dove E è il *modulo di elasticità di Young*.

Per studiare il comportamento elastico di un materiale possiamo far riferimento al diagramma sollecitazione - deformazione (stress - strain), che descrive la risposta del materiale ad un carico esterno (fig. 32). Sia la sollecitazione (stress), che la deformazione (strain) si riferiscono a caratteristiche intrinseche del materiale in esame: lo stress corrisponde alla distribuzione interna del carico, mentre lo strain corrisponde alla distorsione interna del materiale indotta dal carico.

Nell'ambito della curva stress-strain possiamo considerare tre punti per descrivere la resistenza di un materiale:

- **limite proporzionale:** punto in cui si osserva la prima deformazione permanente (coincide essenzialmente con il *limite elastico*, pur essendo concettualmente ben distinto da esso);

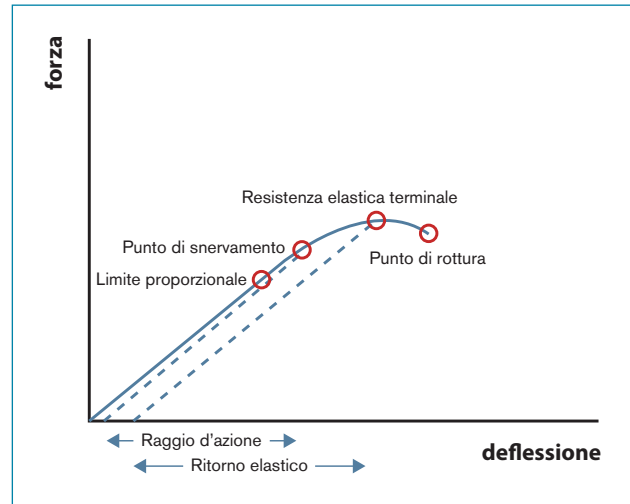


FIG. 32 Curva stress - strain (sollecitazione - deformazione).

- **carico di snervamento:** punto in cui si osserva una deformazione pari allo 0,1%;
- **carico massimo:** resistenza elastica massima che un filo può tollerare.

Il *raggio d'azione* è definito come la distanza a cui può essere piegato un filo prima che si verifichi una sua deformazione permanente. Se il filo è piegato oltre il suo *limite elastico*, non ritorna alla sua forma originale; tuttavia se il suo punto di rottura non è stato ancora raggiunto, residua una capacità di ritorno elastico clinicamente utile (fig. 32).

La pendenza della curva rappresenta il *modulo di elasticità*, o *modulo di Young* (E), ed è direttamente proporzionale alla *rigidità* e inversamente proporzionale alla *flessibilità* della lega.

Altre due caratteristiche di rilievo clinico sono la *resilienza* e la *modellabilità*. La resilienza corrisponde all'area compresa al di sotto della curva fino al limite proporzionale. Essa esprime la capacità del filo di immagazzinare energia. La *modellabilità* corrisponde alla quantità di deformazione permanente che il filo può sostenere prima di perdere le proprie caratteristiche ed è un indice della possibilità di piegare permanentemente il filo prima che questo si spezzi.

13.4.2 I materiali degli archi ortodontici

Storicamente, prima degli anni '50, le leghe utilizzate in ortodonzia erano in metallo prezioso. In particolare, si utilizzava una lega d'oro molto simile per composizione a quella attualmente denominata di grado IV, con un modulo di elasticità di 100 GPa. Pertanto questi archi rilasciavano forze inferiori a quelle degli archi in acciaio, anche se un aumento della proprietà meccaniche poteva essere ottenuto grazie a trattamenti termici.

Attualmente, le leghe utilizzate per gli archi ortodontici rientrano in quattro categorie: acciaio inossidabile, cromo-cobalto, nichel-titanio e beta-titanio. Esistono

tre tipologie di leghe in nichel-titanio: il nitinol classico, il NiTi superelastico e il NiTi termoelastico.

Ogni lega ha particolari caratteristiche e proprietà, per cui ognuna di esse svolge uno specifico ruolo nel trattamento. Nessun arco, infatti, è ideale per tutte le fasi di una terapia ortodontica.

› **Leghe in acciaio inossidabile:** i fili in acciaio inox sono stati introdotti intorno al 1930 e hanno sostituito quelli in oro per la loro maggiore resistenza, flessibilità e capacità di resistere alla corrosione; inoltre l'acciaio inox può fornire fili di sezione inferiore grazie alla raffinatezza dei processi di lavorazione. Inizialmente furono introdotti diversi tipi di acciaio inox in ortodonzia e tipicamente essi contenevano dal 17% al 25% di cromo e dall'8% al 25% di nichel. La presenza di una quantità di cromo del 10-13% determina la formazione di uno strato di ossido sulla superficie che rende la lega "inossidabile". Inoltre, la presenza di almeno l'8% di nichel stabilizza la struttura austenitica del metallo, aumentando nel complesso la resistenza alla corrosione. Invece il contenuto in carbonio viene mantenuto al di sotto dello 0,20% per ridurre la formazione di carburo di cromo, responsabile della corrosione dell'acciaio austenitico.

Negli anni '50, erano utilizzate trecento differenti leghe in acciaio per la realizzazione della maggior parte dei materiali ortodontici. Nonostante ciò, l'acciaio non ha goduto dello stesso predominio del mercato ortodontico che aveva caratterizzato l'oro nei decenni precedenti.

› **Leghe in cromo-cobalto:** attorno al 1950 è stata sviluppata un'altra lega composta da cobalto (40%), cromo (20%), ferro (16%) e nichel (15%) (US Patent #2524661, 3 ottobre, 1950). Questa lega cromo-cobalto fu commercializzata come *Elgiloy*. L'*Elgiloy*, pur avendo la stessa rigidità dell'acciaio inox, ha come importante caratteristica la possibilità di modificare la deformabilità e la modellabilità attraverso trattamenti termici. In particolare, la lega è modellabile prima del trattamento, permettendo una piegatura più semplice del filo; successivamente, riscaldandola, si riduce la sua modellabilità e si aumenta la resistenza, fino a renderla simile all'acciaio. Inoltre, con il tempo sono state sviluppate tre leghe denominate *rossa*, *blu* e *gialla*.

› **Leghe in nichel-titanio:** nel 1962 fu scoperto in modo casuale l'effetto "memoria di forma" (SME) della lega equiatomica nichel-titanio, ad opera di Buehler presso il Naval Ordnance Laboratory (NOL) della US Navy a White Oak in Maryland, e fu da allora che iniziò la ricerca vera e propria, con la produzione in notevoli quantità e le applicazioni pratiche di questa nuova classe di materiali. Come l'acciaio inox e altre leghe metalliche, il Ni-Ti può esistere in più di una forma o struttura cristallina.

La forma martensitica resiste a temperature più basse, quella austenitica a temperature più elevate. Per l'acciaio e per quasi tutti gli altri metalli il cambiamento di fase avviene a una temperatura di transizione di centinaia di gradi. Nelle leghe al NiTi, invece, avviene a una temperatura di transizione di gran lunga inferiore.

Questa lega presenta essenzialmente due caratteristiche fondamentali, correlate con il cambiamento di fase, da martensite ad austenite:

- **la memoria di forma**, in altre parole la capacità delle leghe in NiTi di ricordare la forma originaria dopo aver subito deformazioni plastiche in fase martensitica. La lega può essere portata ad una temperatura superiore a quella di transizione martensite-austenite e successivamente raffreddata. In questa nuova fase martensitica può essere deformata plasticamente e, successivamente, riportata a temperatura elevata, riprendere la forma originaria;

- **la superelasticità (o pseudoelasticità)**, ovvero una caratteristica che rende questi fili eccezionalmente elastici, capaci di recuperare al 100% grandi deformazioni con un ritorno a forza costante fino al recupero della forma originale (fig. 33). Questo fenomeno è dovuto alla formazione di *martensite indotta da stress*. La trasformazione martensitica *indotta da stress* ha inizio quando al campione austenitico viene applicata una forza che lo deforma oltre la soglia elastica (1-2%) producendo una fase simile ad una deformazione plastica. La curva sforzo/deformazione si appiattisce indicando che sta avvenendo la trasformazione martensitica durante la quale si ha una progressiva e facile deformazione. Al termine del "plateau" il materiale è totalmente martensitico, la curva si impenna manifestando i segni di un nuovo comportamento elastico. La martensite formata in questo modo si dice indotta da stress (SIM). Rimuovendo il carico, la struttura in fase martensitica subisce prima un ritorno elastico e successivamente un ritorno nel campo elastico austenitico con l'azzeramento della deformazione.

Una tipica applicazione delle leghe NiTi si ha quando viene conferita una certa forma mentre la lega è a una temperatura elevata, al di sopra della temperatura di transizione martensite-austenite. Quando la lega viene raffreddata al di sotto di tale temperatura, può essere deformata plasticamente, ma quando viene riscaldata nuovamente si ripristina la sua forma originale. Questa caratteristica è definita termoelasticità.

› **Nitinol convenzionale:** nel 1970 furono riconosciute le potenzialità delle leghe Ni-Ti e una di esse fu introdotta nel mondo ortodontico come Nitinol (Ni, nichel; Ti, titanio; NOL, Naval Ordnance Laboratory). La composizione di questa prima lega in Ni-Ti era 50-50 ed era una lega a memoria di forma solo nella

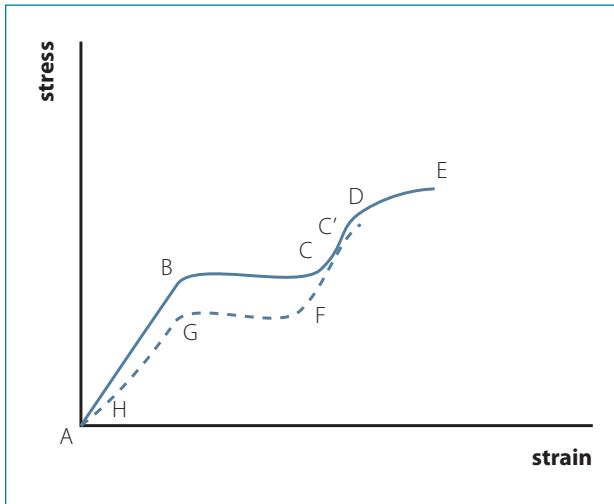


FIG. 33 Curva stress-strain che illustra la superelasticità, dovuta alla trasformazione dalla fase austenitica a quella martensitica per azione di una sollecitazione. Il tratto A-B rappresenta la deformazione elastica della fase austenitica. Il punto B corrisponde alla sollecitazione necessaria per indurre la trasformazione nella fase martensitica. Al punto C la trasformazione è completa. Quando la conversione è completata, la struttura martensitica continua a deformarsi in modo elastico se sollecitata, come viene rappresentato dal tratto C-D (gli archi ortodontici non sono quasi mai sollecitati fino a questo punto). Nel punto D si raggiunge il carico di snervamento della forma martensitica e il materiale comincia a deformarsi plasticamente fino a quando non sopraggiunge la rottura nel punto E. Se si sospende la sollecitazione prima di raggiungere il punto D (come nel punto C1 del diagramma), la curva elastica di scarico avviene lungo la linea C1-F. A questo punto comincia la trasformazione inversa ad austenite, che si protrae al punto G, dove la struttura austenitica è completamente ripristinata. G-H rappresenta la curva di scarico della fase austenitica. Una piccola porzione della sollecitazione globale non viene recuperata a causa dei cambiamenti irreversibili che avvengono durante il carico e lo scarico.

composizione. Questa prima lega commercializzata a scopo ortodontico, infatti, era in forma martensitica stabilizzata, che non sfruttava gli effetti legati alla transizione di fase, cioè gli effetti SME, ma possedeva in compenso un'estrema elasticità. Non c'è voluto molto però prima che la mancanza di modellabilità fosse riconosciuta come una limitazione, specialmente quando i fili iniziarono a rompersi. L'iniziale fragilità che caratterizzava i primi prodotti in Nitinol è stata da tempo corretta.

In aggiunta a questa lega martensitica stabilizzata, alla fine degli anni 80 hanno fatto la loro comparsa due nuove leghe; esse sono attive e hanno la caratteristica della SME e sono superelastiche: una *lega austenitica attiva* e una *lega martensitica attiva*.

- **Legga austenitica attiva:** nella lega austenitica attiva (nitinol pseudoelastico) entrambe le fasi martensitica e austenitica giocano un ruolo importante durante le sue deformazioni meccaniche. La martensitica rappresenta la fase a bassa rigidità e/o basso modulo elastico. L'austenitica rappresenta la fase ad alta

rigidità e/o alto modulo elastico. La caratteristica principale di questa lega austenitica attiva è che il passaggio da fase austenitica a martensitica si verifica non solo in risposta a variazioni di temperatura ma in base alla forza applicata (allo stress-indotto). Grazie a questa proprietà un filo può esercitare una forza costante indipendentemente dal fatto che venga più o meno deflesso.

- **Legga martensitica attiva:** il terzo tipo di lega Nitinol (nitinol termoelastico) sul mercato è in fase martensitica attiva e mostra una SME termicamente indotta. La temperatura di transizione da martensite ad austenite deve essere presente nell'ambiente orale; quindi al momento dell'inserimento nella bocca del paziente il filo dovrebbe essere attivato dal calore del cavo orale.

La conoscenza delle temperature di trasformazione o transizione nelle leghe NiTi è di particolare importanza nelle applicazioni cliniche; le temperature di transizione da martensite ad austenite e viceversa permettono di stabilire lo stato e quindi le proprietà della lega in funzione della temperatura del cavo orale. Queste trasformazioni, tuttavia, non sono solo in funzione della temperatura, ma anche degli sforzi a cui il filo è sottoposto.

Dal punto di vista commerciale, fra le temperature di trasformazione del filo, quella dichiarata, ma non sempre, è la temperatura di fine trasformazione austenitica ($T_{A,p}$) di un filo scarico (fig. 34). Dal punto di vista clinico, la temperatura $T_{A,r}$ di un filo permette di stabilire se esso sia completamente in fase austenitica o in parte, a seconda che tale temperatura sia rispettivamente maggiore o minore di quella del cavo orale. Questa informazione è estremamente importante perché, a parità di composizione chimica della lega e delle condizioni fisiche (lunghezza, sezione e configurazione del filo), il filo completamente austenitico sprigiona forze ortodontiche notevolmente maggiori. In tutti i casi, poiché le trasformazioni che hanno sede nei metalli a memoria di forma SMA sono anche funzione dello stato di sollecitazione, un filo nello stato austenitico, se opportunamente sollecitato, subisce la trasformazione austenite martensite indotta da stress. Le temperature di transizione di un filo sono variabili con la composizione chimica della lega, per cui la scelta del materiale risulta un fattore fondamentale nel determinare le potenzialità del filo, poiché sulla trasformazione stessa si basa la funzionalità di tutte le leghe SMA. In tutti i casi, fissata la composizione chimica, le temperature di transizione nei fili SMA sono funzione sia della temperatura sia dello sforzo. Esistono varie tecniche per misurare le temperature di trasformazione di un filo ortodontico, quelle calorimetriche mediante DSC (Calorimetro a Scansione Differenziale) sono quelle maggiormente utilizzate per un filo scarico. L'analisi termomeccanica mediante dinamometri è general-

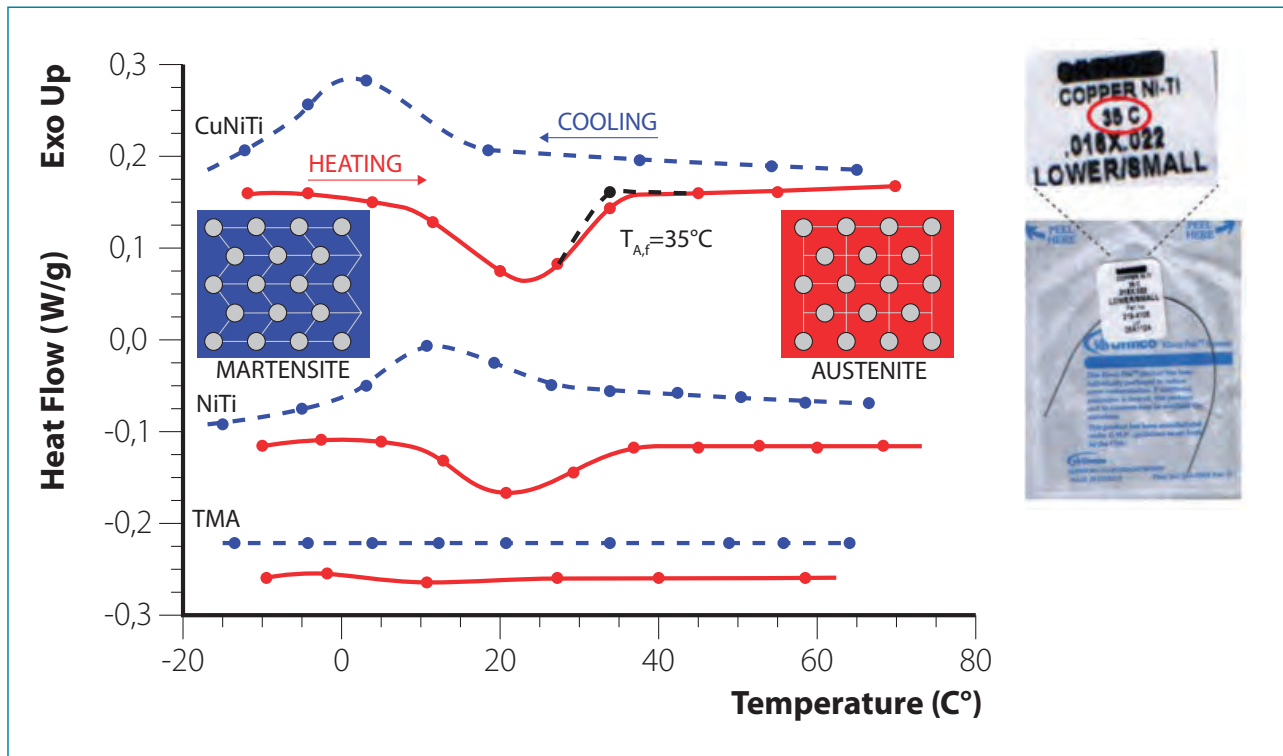


FIG. 34 Profili del flusso termico di due leghe SMA (CuNiTi e NiTi) paragonati al TMA. La temperatura di trasformazione sono calcolate con il metodo del punto di intersezione delle tangenti ai profili DSC. In figura è indicato quello della temperatura di fine trasformazione austenitica ($T_{A,f}$), quella che spesso viene fornita anche dalla casa che produce o commercializza il filo.

mente condotta per misurare proprietà e temperature di transizione di fili caricati.

Il metodo sperimentale per valutare le temperature di trasformazione mediante DSC consiste nel riscaldare e raffreddare la lega e misurare i flussi termici. Tipici diagrammi DSC di fili SMA e fili elastici lineari sono riportati nella figura 34. Si notano, per i materiali termoattivi, dei picchi energetici che risultano endotermici nella transizione martensite-austenite ed esotermici nella transizione inversa austenite-martensite. L'area racchiusa dai picchi energetici corrisponde all'entalpia della trasformazione considerata.

Quando un filo SMA viene riscaldato (verso termico del riscaldamento, heating, indicato in figura 34) si osserva una trasformazione endotermica; il filo assorbe energia sotto forma di calore nell'intervallo termico compreso fra la temperatura di inizio trasformazione austenitica ($T_{A,i}$) e $T_{A,f}$. Durante questa trasformazione il reticolo cristallino della lega che compone il filo cambia, come mostrato in figura 34. Questa trasformazione è in genere accompagnata da una riduzione di volume. Fisicamente i fili SMA subiscono un accorciamento in seguito ad un riscaldamento perché la struttura cristallina dell'austenite è più compatta di quella martensitica. Ovviamente, la condizione di un filo SMA scarico e posto ad una temperatura intermedia fra $T_{A,i}$ e $T_{A,f}$ presenterà una frazione di fase austenitica.

Quando un filo SMA viene raffreddato, il profilo del flusso termico evidenzia una trasformazione esoter-

mica; il filo cede energia sotto forma di calore (verso termico di raffreddamento, cooling, indicato in figura 34). Si individuano quindi le temperature di inizio e fine trasformazione martensitica, rispettivamente $T_{M,i}$ e $T_{M,f}$. È importante osservare che le temperature $T_{A,f}$ e $T_{M,i}$ non coincidono, questo vuol dire che, nota la temperatura, l'ammontare della fase austenitica dipende anche dal verso in cui si è raggiunta la temperatura del filo, quindi anche le proprietà meccaniche del filo dipendono da questa condizione. Analogo discorso vale per le temperature $T_{A,i}$ e $T_{M,f}$.

La figura 35 mostra i profili di flusso termico di leghe CuNiTi della Ormco, che presentano diversa composizione della lega e quindi diverse proprietà termiche e commercializzati come fili con temperatura di fine trasformazione austenitica ($T_{A,f}$) pari a 27°C, 35°C e 40°C. La tabella 1 mostra le temperature di transizione di alcuni fili calcolate mediante DSC ed il metodo del punto di intersezione delle tangenti ai profili del flusso termico (figg. 34, 35).

L'analisi termomeccanica permette, invece, di valutare le temperature di transizione di fili caricati. La figura 36 riporta l'andamento del modulo elastico misurato mediante analisi termomeccanica a flessione a tre punti al variare della temperatura per fili ortodontici che manifestano o meno transizione nell'interno della temperatura del cavo orale.

I profili del modulo di Young della figura 36 sono riportati in diagrammi in cui viene riportato sull'asse

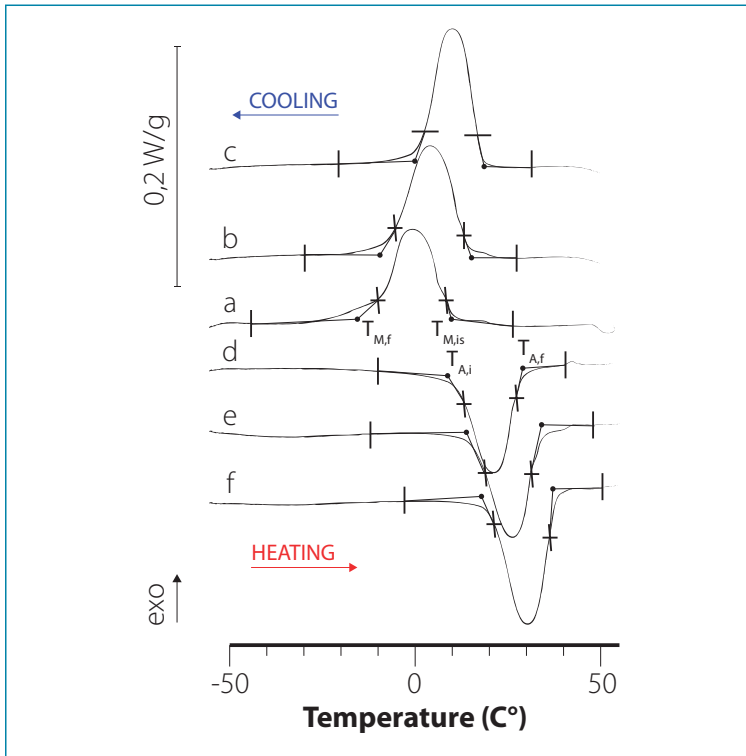


FIG. 35 Profili di flusso termico dei fili Copper-NiTi commercializzati come fili con temperatura di fine trasformazione austenitica ($T_{A,f}$) pari a 27°C, 35°C and 40°C. Le temperature di trasformazione sono determinate con il metodo del punto di intersezione delle tangenti.

	RAFFREDDAMENTO		RISCALDAMENTO	
	$T_{M,i}$ [°C]	$T_{M,f}$ [°C]	$T_{A,i}$ [°C]	$T_{A,f}$ [°C]
NiTi (3M Unitek)	26.2	3.2	13.5	32.3
27°C CuNiTi (ORMCO)	12.8	-13.0	7.5	28.8
35°C CuNiTi (ORMCO)	17.0	-7.4	14.0	34.5
40°C CuNiTi (ORMCO)	19.8	1.3	17.9	37.4
Thloy Plus (Rocky Mountain)	10.1	3.7	6.9	12.9

TAB. 1 Temperature di trasformazione di alcuni fili ortodontici.

delle ordinate il modulo elastico (GPa) e sull'asse delle ascisse la temperatura in gradi centigradi. Per i fili SMA l'aumento del modulo elastico è dovuto all'aumento di rigidità provocato dalla transizione, che porta alla formazione di austenite più compatta e rigida della martensite.

In particolare, il profilo del modulo di Young a flessione del Thermalloy Plus presenta all'aumentare della temperatura un aumento del modulo elastico determinato dalla transizione martensite-austenite fino al raggiungimento di un plateau in cui il materiale ha terminato la transizione e si trova in fase austenitica. Questo filo quindi presenta un modulo compreso tra 50 e 70 GPa nel range di temperature a cavallo di quella del cavo orale. Un simile andamento con aumento del modulo elastico all'aumentare della temperatura si evince dal profilo relativo al Copper Ni-Ti; il modulo elastico è compreso tra 30 e 50 GPa. Invece l'andamen-

to del modulo elastico in funzione della temperatura relativo al Gum Metal e al TMA si presenta praticamente costante, dal momento che i fili testati non presentano caratteristiche superelastiche nel campo di temperature investigato; però, mentre per il Gum Metal il valore del modulo è di circa 40 GPa, il TMA presenta un valore notevolmente più alto, di circa 100 GPa.

La fase di deattivazione è quella di maggiore interesse dal punto di vista clinico. È comunque interessante osservare che in seguito ad attivazione di 3, 6 e 9 mm, i profili di deattivazione (plateau nel profilo della forza in fig. 37) tendono a sovrapporsi da un certo punto in poi. Il profilo di deattivazione è comunque funzione della temperatura; a 24°C il filo si comporta come un filo elastico in fase martensitica. Il profilo di deattivazione del filo a 37°C è inoltre funzione della velocità di deformazione; nelle applicazioni cliniche tali velocità sono, tuttavia, molto basse.

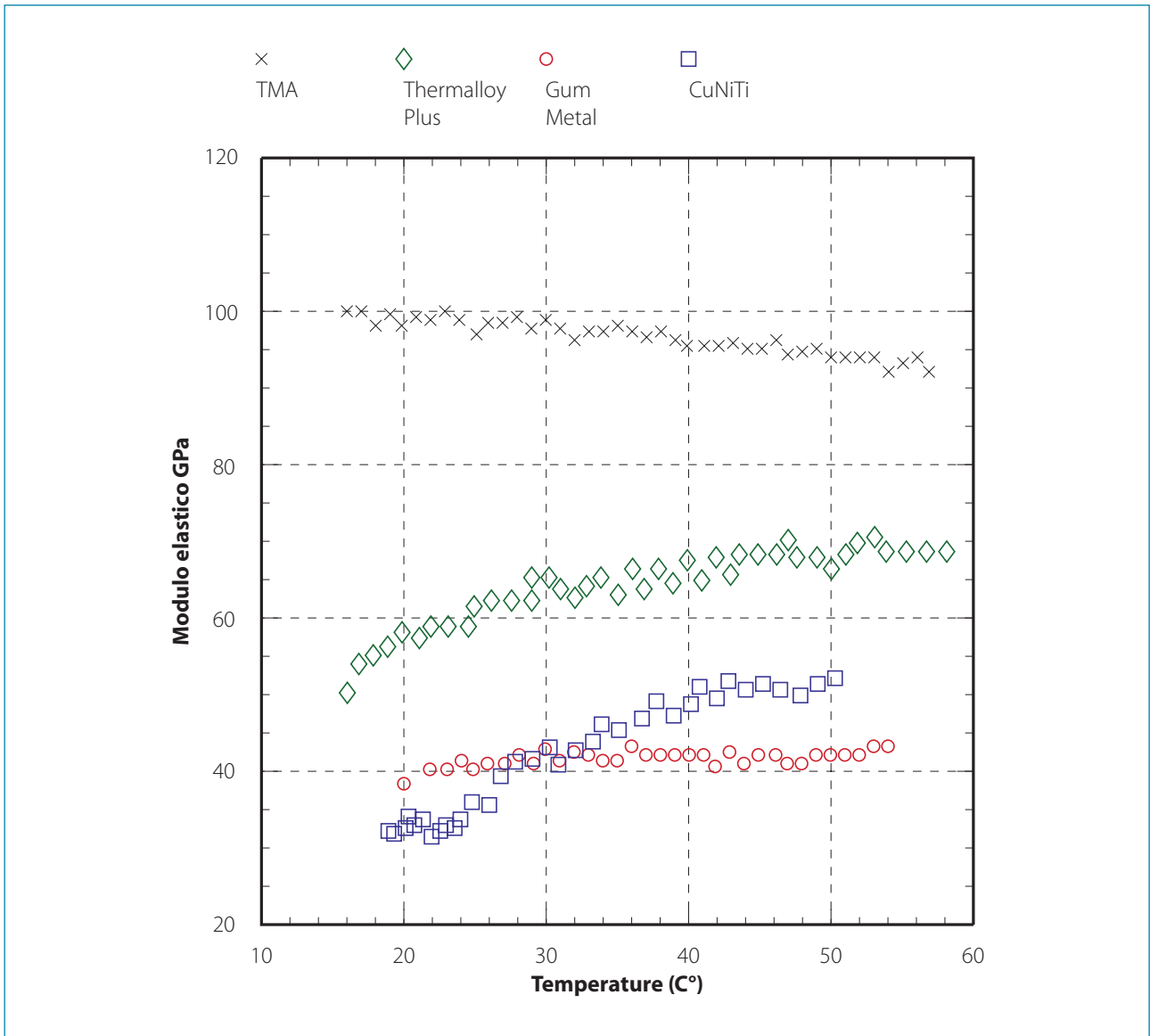


FIG. 36 Profilo del modulo elastico misurato mediante analisi termo meccanica a flessione a tre punti al variare della temperatura per alcuni fili ortodontici.

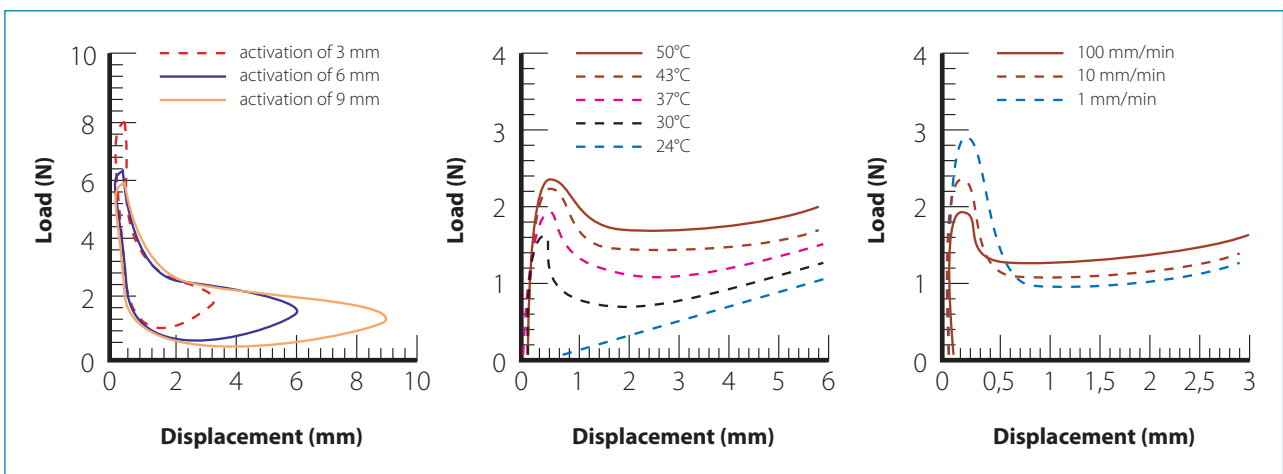


FIG. 37 Comportamento meccanico del filo NiTi termoattivo valutato mediante analisi termomeccanica. Si osserva il plateau nel profilo della forza in funzione della deformazione di attivazione. Questo plateau dipende dalla temperatura e dalla velocità di deformazione.

- **Leghe beta-titanio:** l'ultimo grande sistema di leghe ad avere avuto un impatto sull'attuale clinica ortodontica fu introdotto nel 1980. Questa lega in titanio stabilizzato in fase beta contiene, oltre all'80% di titanio, l'11,5% di molibdeno, il 6% di zirconio e il 4,5% di stagno. Pertanto, la lega prese il nome di TMA (titanium-molibdenum alloy). Essa offre una combinazione molto favorevole di forza e flessibilità (resilienza eccellente) e anche una ragionevole modellabilità; questa proprietà lo rende il materiale ottimale per molle ausiliarie e per archi rettangolari usati nelle ultime fasi del trattamento. Rispetto all'acciaio il TMA produce forze più leggere a parità di attivazione e ha un maggiore raggio d'azione e ritorno elastico. Rispetto al nichel-titanio, il TMA presenta il vantaggio di essere modellabile e saldabile. Nonostante ciò, anche il TMA possiede un grosso difetto, ovvero il coefficiente di frizione, che è il più elevato di qualunque altra lega ortodontica; di conseguenza, ha una limitata capacità di scorrimento nei brackets.

13.5 Dispositivi medici ortodontici: materiali e metodi di fabbricazione

Per dispositivo medico ortodontico s'intende qualsiasi strumento, apparecchio, impianto o altro prodotto, utilizzato da solo o in combinazione, compreso il software informatico impiegato per il corretto funzionamento e destinato ad essere impiegato sull'uomo allo scopo di diagnosi, prevenzione, controllo, terapia o attenuazione di una malocclusione o compensazione di un handicap o deficit funzionale dell'organo della bocca.

Per **dispositivo ortodontico su misura** s'intende qualsiasi dispositivo fabbricato appositamente sulla base della prescrizione scritta di un medico debitamente qualificato e indicante le caratteristiche specifiche di progettazione del dispositivo destinato ad essere utilizzato solo per un determinato paziente. I dispositivi ortodontici fabbricati con metodi di fabbricazione continua od in serie che devono essere successivamente adattati, per soddisfare un'esigenza specifica del medico, non sono considerati dispositivi su misura.

Nel rispetto dell'attuazione della Direttiva 93/42 CEE con Decreto legislativo 24 Febbraio 1997 n. 46 concernente i dispositivi medici è consentita l'immissione in commercio e la messa in servizio dei **dispositivi ortodontici recanti la marcatura CE**. La marcatura CE deve essere corredata del numero di codice dell'organismo designato responsabile dell'adozione delle procedure prevista dalla Direttiva. È altresì consentito che senza recare la marcatura CE i **dispositivi destinati ad indagini cliniche** possono essere messi a disposizione dei medici o delle persone debitamente autorizzate.

Le indagini cliniche devono essere svolte nelle strut-

ture delle Unità Sanitarie Locali e nelle aziende e presidi ospedalieri. Le indagini cliniche perseguono gli obiettivi seguenti.

- Verificare che in condizioni normali di utilizzazione le prestazioni del dispositivo ortodontico non compromettano lo stato clinico e la sicurezza dei pazienti, né la sicurezza e la salute degli utilizzatori ed eventualmente di terzi quando siano utilizzati alle condizioni e per i fini previsti, fermo restando che gli eventuali rischi debbono essere di livello accettabile, tenuto conto del beneficio apportato al paziente e compatibili con un elevato livello di protezione della salute e della sicurezza.
- Stabilire gli eventuali effetti collaterali indesiderati in condizioni normali di utilizzazione e valutare se questi ultimi rappresentano un rischio rispetto alle prestazioni assegnate al dispositivo.

Le indagini cliniche debbono svolgersi secondo un opportuno piano di prova corrispondente allo stato delle conoscenze scientifiche e tecniche e definito in modo tale da confermare o respingere le affermazioni del fabbricante riguardanti il dispositivo; dette indagini cliniche comprendono un numero di osservazioni sufficienti per garantire la validità scientifica delle conclusioni.

Il fabbricante, cioè la persona fisica o giuridica responsabile della progettazione, della fabbricazione, dell'imballaggio e dell'etichettatura di un dispositivo medico ortodontico, in vista dell'immissione in commercio a proprio nome deve predisporre un fascicolo comprendente la documentazione tecnica tale da consentire di valutare la conformità del dispositivo ai requisiti del decreto 93/42 CEE. Essa comprende in particolare i documenti seguenti:

- una descrizione generale del dispositivo comprese le varianti previste;
- gli schemi di progettazione e i metodi di fabbricazione, gli schemi delle parti, dei pezzi ecc.;
- la descrizione e le spiegazioni necessarie al funzionamento del dispositivo;
- i risultati dell'analisi dei rischi, una descrizione delle soluzioni adottate;
- nel caso di prodotti immessi in commercio in confezione sterile, la descrizione dei metodi utilizzati;
- i risultati dei calcoli di progettazione, dei controlli svolti, ecc. se un dispositivo deve essere collegato con uno o più altri dispositivi per funzionare secondo la destinazione prevista la conformità del primo dispositivo ai requisiti essenziali deve essere dimostrata in collegamento con almeno uno dei dispositivi ai quali deve essere collegato, che possieda le caratteristiche indicate dal fabbricante;
- le relazioni di prova;
- l'etichettatura e le istruzioni per l'uso.

A oggi, per la fabbricazione dei dispositivi medici recanti la marcatura CE notificata dall'Organismo pre-disposto, indipendentemente dal tipo di processo industriale utilizzato, tutti i dispositivi o i loro pezzi, le parti e le connessioni che lo costituiscono o che lavo-

rino in combinazione con il dispositivo stesso devono tutti essere progettati e disegnati in 3D, in modo da ottenere un file in formato elettronico capace di essere riconosciuto dalle macchine del processo di produzione. Tra i diversi metodi di produzione dei bracket e dei tubi destinati a carico dentale in un'applicazione ortodontica, il processo MIM (Metal Injection Molding) è sicuramente quello più utilizzato in scala industriale.

13.6 Realizzazione step by step di un nuovo tubo linguale ad inserzione verticale: l'invenzione, la sperimentazione e la produzione

I dispositivi ortodontici destinati alle indagini cliniche svolte nelle aziende ospedaliere, devono essere progettati e fabbricati in base a caratteristiche specifiche dei materiali impiegati e notificati, devono essere corredati di progetto elettronico in 3D ed il fabbricante è tenuto a fornire i prototipi dello stesso per i test meccanici; in base alle conclusioni dei test meccanici si procede alle indagini cliniche documentate per le conclusioni scientifiche.

La sperimentazione clinica dei tubi linguale ad inserzione verticale PD System, esprime praticamente il passaggio dei dispositivi ortodontici innovativi realizzati su misura in laboratorio a dispositivi destinati ad indagini cliniche, per poi essere prodotti di serie attraverso diversi processi di fabbricazione industriale e recanti la marcatura CE notificata dal Ministero della Salute.

I prototipi del dispositivo PD System destinati ad indagini cliniche, sono stati preparati con l'intento di dimostrare il vantaggio dato dall'utilizzo di archi linguale ad inserzione verticale per l'arcata mandibolare con una CVU (Cerniera Verticale Universale) (figg. 38-41).

Per la realizzazione dei prototipi della CVU (Cerniera Verticale Universale) è stato utilizzato una lamina di acciaio biomedicale AISI 316L (la sigla L significa a basso tenore di Nickel), ricotto per aumentare la malleabilità (fig. 42). Sono stati fabbricati due stampi artigianali, uno per il taglio della lamina secondo il disegno lineare della CVU ed uno per la piegatura del tubo verticale della CVU (figg. 43-46).

L'originalità della forma della CVU munita di linguette di arresto (malleable arresting flaps) ed il vantaggio pratico dell'inserzione verticale degli archi linguale dalle bande molari inferiori, sono state confortate dall'analisi dei rischi documentata in base ai test meccanici eseguiti sugli archi e sulla CVU e dalle soluzioni adottate per superare il numero limitato di cicli di apertura e chiusura delle alette. Le indagini cliniche eseguite sull'impiego del dispositivo ortodontico in oggetto sono state supportate da una serie test meccanici preventivi con prove di rottura da stress da carico. Si è documentato, in particolare, il numero possibile di cicli di apertura e chiusura delle linguette malleabi-



FIG. 38 Progetto tecnico della Cerniera Verticale Universale, file Autocad.



FIG. 39 Cerniera Verticale Universale. 1: tubo verticale. 2: alette malleabili con foro di aggancio. 3-4: corpo base.



FIG. 40 Grazie alla sua elevata versatilità, la Cerniera Verticale Universale può essere saldata sia alle bande molari sia alle bande premolari.

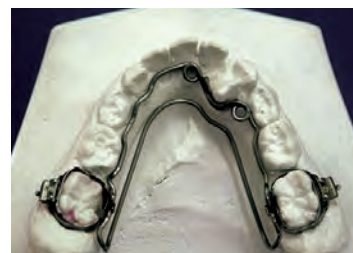


FIG. 41 L'inserimento delle spirali negli archi linguale abbassa il carico-deflessione del filo, aumentando l'elasticità e abbassando l'entità delle forze applicate.

LAMINA s.p.a. LAMINATOI MILANESI NASTRI Casella postale intermedia - versata C 320203203 20125 MILANO VIA RHO, 9 ☎ 02 / 6782311 (r.a.) fax 02 / 67823140		CERTIFICATO DI COLLAUDO ⁽¹⁾ del 27/05/03 N. 19282 Pagina 1/1 DE SIMONE ORTODONZIA VIA STAFFETTA, 85 LAGO PATRIA, 80014 GIUGLIANO (NA) IT								
Vs. Ord. del Nr. Cont. 25854 del 23/05/03 Cod. Cliente Cod. Lamina SGDES12001	Designazione Nastro Inox AISI 316 L eq: X2CrNiMo17-12-2 Bordi cesoiati, in rotoli	Misura 0,250 x 75,0 +0,017 +2,00 -0,017 -2,00	Caratteristiche meccaniche Rm 639 / 639 N/mm ² Qualità: EN 10088-2 Dimens.: EN 10238 Superf.: EN 10088-2							
Tot Kg 1 / 1 rot (0 Kg 1)		D.D.T. 660 del 27/05/03								
N° rotoli 1 F.F. 51549 Nml. 4109 Colata N° 43488355118/	C 0,014	Cr 17,21	Ni 11,12	Mo 2,05	Si 0,51	Mn 0,86	P 0,027	S 0,001	B 0,033	Bordi cesoiati 0
Caratt. Meccaniche ⁽²⁾ Rm(N/mm ²) 606 Rp0,2(N/mm ²) 293 Allung. 53		Durezza Pirelli(HV _{0,05}) Pirelli(HV _{0,1})		Durezza Pirelli(HV _{0,05}) Pirelli(HV _{0,1})		Durezza Pirelli(HV _{0,05}) Pirelli(HV _{0,1})		Durezza Pirelli(HV _{0,05}) Pirelli(HV _{0,1})		Durezza Pirelli(HV _{0,05}) Pirelli(HV _{0,1})

⁽¹⁾ Secondo UNI-EN 10204-1B
⁽²⁾ Secondo UNI EN 10002-1:92



FIG. 42 Scheda Tecnica della lamina d'acciaio AISI 316L utilizzata per la realizzazione dei prototipi della Cerniera Verticale Universale, la sigla L indica il basso tenore di Nickel.

FIG. 43 Stampo per ottenere la forma della CVU dal taglio della lamina d'acciaio AISI 316L.



FIG. 44 Taglio della lamina d'acciaio mediante l'apposito stampo messo a punto per la realizzazione della CVU.

FIG. 45 Forma della CVU ottenuta dalla lamina d'acciaio AISI 316 L.

FIG. 46 Particolare della forma della CVU ottenuta dalla lamina d'acciaio.

li della Cerniera Verticale Universale fino alla rottura conseguente allo stress a fatica sostenuto dall'acciaio (figg. 47-50).

L'iter seguito per il ciclo di apertura e chiusura delle alette prevede l'impiego di un apposito strumentino manuale munito di una punta cuneiforme e di un cucchiaio per l'aggancio delle alette. Sono stati preparati e numerati cinque modelli inferiori e cinque modelli superiori, su ogni modello è stato caricato un arco linguale completo di tubi linguali PD System saldati alle bande molari e/o premolare, i diversi siti di ubicazione del tubo linguale sono stati specificati per emiarcata destra (Dx) e sinistra (Sx). In questo modo è stato possibile identificare tutti i prototipi realizzati e differenziare e numerare oltre 50 siti di frattura, ottenendo un grado di evidenza della media di 7,7 cicli completi di apertura e chiusura delle alette interattive della CVU come documentato per l'analisi dei rischi nelle schede

prove di rottura PD System (tabb. 2, 3, 4).

In base alle conclusioni dei test meccanici, dei risultati ottenuti dall'analisi dei rischi e in considerazione del fatto che i dispositivi ausiliari come Arco Linguale, Quad Helix ecc, vengono attivati circa una volta al mese, con una media di circa 4/5 volte al massimo si è proceduto alle indagini cliniche documentate per le conclusioni scientifiche. I risultati raggiunti in questa prima fase di sperimentazione clinica hanno subito messo in evidenza delle buone prestazioni cliniche, in quanto l'apparecchiatura è in grado di modulare non solo l'azione espansiva ma anche derotante, distalizzante e soprattutto di controllo tridimensionale dello spostamento molare; in particolare nel controllo del torque nei movimenti espansivi, grazie alla baionetta verticale dell'arco linguale che permette un controllo preciso dello spostamento radicolare dei molari, evitando il movimento di tipping incontrollato. Tuttavia

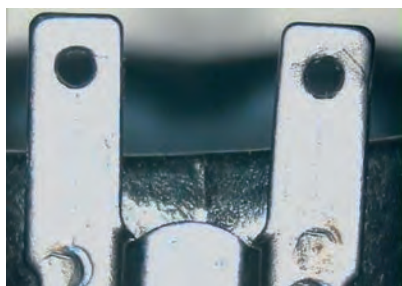


FIG. 47 Particolare a microscopio dei fori di aggancio delle alette interattive della CVU.



FIG. 48 Particolare al microscopio della connessione dell'arco linguale nel tubo verticale della CVU saldata alla banda.



FIG. 49 Particolare al microscopio del blocco dell'arco linguale nel tubo verticale della CVU, ottenuto mediante la ripiegatura delle alette malleabili.



FIG. 50 Rottura delle linguette della CVU da stress a fatica.

ANALISI DEI RISCHI		
Prove di rottura PD System - Modelli Superiori 18 Dicembre 2008		
Modello Superiore	EMIARCATA	Numero di CICLI di rottura per aletta
1	DX	al. Mesiale → 6 al. Distale → 7
1	SX	al. Mesiale → 7 al. Distale → 7
2	DX (molare)	al. Mesiale → 7 al. Distale → 7
2	DX (premolare)	al. Mesiale → 7 al. Distale → 11
2	SX (molare)	al. Mesiale → 6 al. Distale → 8
2	SX (premolare)	al. Mesiale → 12 al. Distale → 8
3	DX	al. Mesiale → 8 al. Distale → 7
3	SX	al. Mesiale → 9 al. Distale → 10
4	DX	al. Mesiale → 6 al. Distale → 7
4	SX	al. Mesiale → 6 al. Distale → 6
5	DX (molare)	al. Mesiale → 7 al. Distale → 7
5	DX (premolare)	al. Mesiale → 8 al. Distale → 7
5	SX (molare)	al. Mesiale → 9 al. Distale → 7
5	SX (premolare)	al. Mesiale → 8 al. Distale → 7

TAB. 2 Modulo dell'Università degli Studi di Napoli "Federico II" Scuola di Specializzazione in Ortognatodonzia Direttore: Prof. Roberto Martina; Docente Materiali Dentari: Prof. Alberto Laino

ANALISI DEI RISCHI		
Prove di rottura PDSystem - Modelli Inferiori 18 Dicembre 2008		
Modello Superiore	EMIARCATA	Numero di CICLI di rottura per aletta
1	DX	al. Mesiale → 10 al. Distale → 9
1	SX	al. Mesiale → 10 al. Distale → 9
2	DX	al. Mesiale → 8 al. Distale → 8
2	SX	al. Mesiale → 10 al. Distale → 10
3	DX	al. Mesiale → 4 al. Distale → 6
3	SX	al. Mesiale → 7 al. Distale → 8
4	DX	al. Mesiale → 7 al. Distale → 9
4	SX	al. Mesiale → 7 al. Distale → 9
5	DX	al. Mesiale → 8 al. Distale → 12
5	SX	al. Mesiale → 7 al. Distale → 3

TAB. 3 Modulo dell'Università degli Studi di Napoli "Federico II" Scuola di Specializzazione in Ortognatodonzia
Direttore: Prof. Roberto Martina
Docente Materiali Dentari: Prof. Alberto Laino

ANALISI DEI RISCHI		
Prove di rottura PDSystem - Modelli Inferiori 10 febbraio 2011		
Modello Superiore	EMIARCATA	Numero di CICLI di rottura per aletta
1L	DX	al. Mesiale → 25 al. Distale → 26
1L	SX	al. Mesiale → 23 al. Distale → 21
2L	DX	al. Mesiale → 22 al. Distale → 23
2L	SX	al. Mesiale → 21 al. Distale → 20
3L	DX	al. Mesiale → 22 al. Distale → 19
3L	SX	al. Mesiale → 21 al. Distale → 18
4L	DX	al. Mesiale → 1,7 al. Distale → 20
4L	SX	al. Mesiale → 15 al. Distale → 18
5L	DX	al. Mesiale → 27 al. Distale → 23
5L	SX	al. Mesiale → 26 al. Distale → 29

TAB. 4 Modulo dell'Università degli Studi di Napoli "Federico II" Scuola di Specializzazione in Ortognatodonzia
Direttore: Prof. Roberto Martina
Docente Materiali Dentari: Prof. Alberto Laino

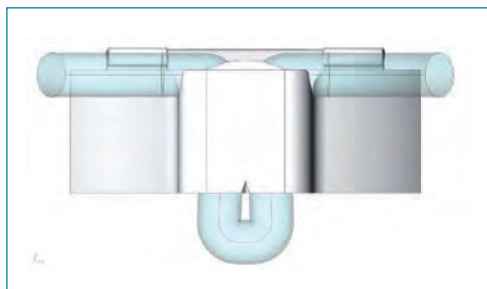


FIG. 51 Tubo linguale verticale autobloccante, vista frontale.

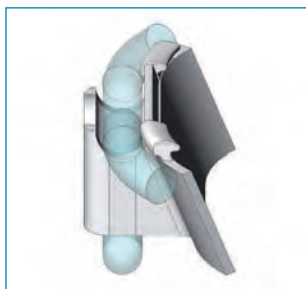


FIG. 52 Tubo linguale verticale autobloccante, vista laterale.



FIG. 53 Tubo linguale verticale autobloccante, vista lato gengivale.

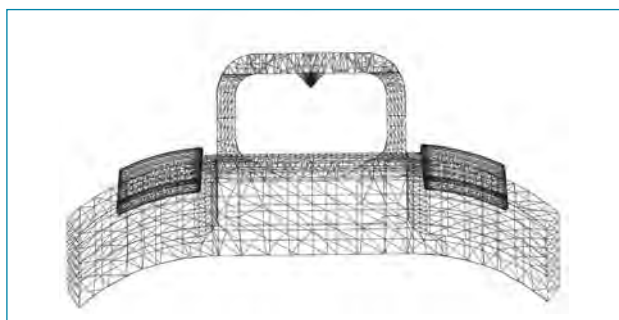


FIG. 54 File STL del tubo linguale verticale autobloccante, vista in pianta.



FIG. 55 File STL del tubo linguale verticale autobloccante, vista laterale.

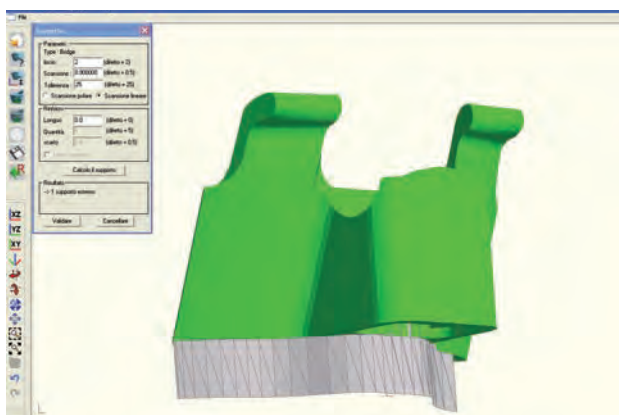


FIG. 56 Progetto computerizzato del Tubo linguale verticale autobloccante, file STL.

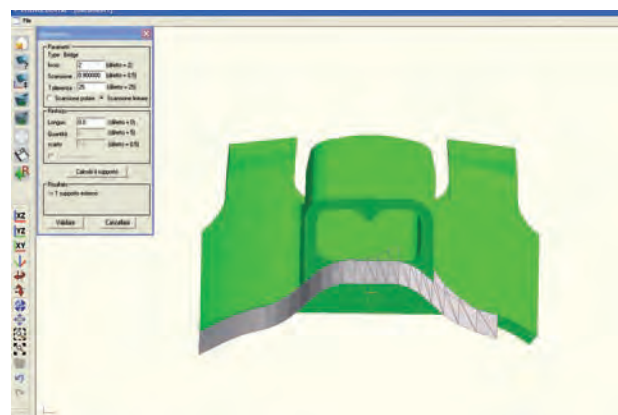


FIG. 57 Progetto computerizzato del Tubo linguale verticale autobloccante, file STL prospettiva 3D.

dai risultati ottenuti dai test meccanici sono emersi una serie di limiti dati dalla media di cicli di apertura e chiusura della CVU che non andava oltre i 7.7. Questo ha comportato la necessità di modificare la forma delle alette interattive (clip), sostituendo i fori per l'aggancio delle clip con una forma a goccia, capace così di costituire dei veri e propri punti di stop per l'arco linguale senza la necessità di ripiegare le alette. Tale modifica della CVU costituisce un nuovo presidio denominato TVA (Tubo Verticale Autobloccante) che consente di migliorare le prestazioni tecniche in termi-

ni di durata e sicurezza rispetto alla sua versione precedente, eliminando il limite dato dal numero di cicli di apertura e chiusura delle clip interattive grazie alla presenza di tre punti di stop per ancorare l'arco (figg. 51, 52, 53). Infatti le modifiche alle linguette d'arresto malleabili della CVU con una forma a goccia hanno lo scopo di rendere il tubo linguale di tipo autobloccante e quindi non più soggetto ai cicli di apertura e di chiusura tali modifiche hanno consentito un avanzamento delle indagini cliniche sull'utilizzo di archi linguali ad inserzione verticale. Alla modifica delle alette mallea-



FIG. 58 Prototipo del tubo linguale verticale autobloccante, vista in frontale.



FIG. 59 Prototipo del tubo linguale verticale autobloccante, vista laterale.



FIG. 60 Prototipo del tubo linguale verticale autobloccante con baionetta dell'arco linguale inserito e bloccato automaticamente, vista laterale.

Lega Co-Cr non preziosa, di colore bianco

Composizione chimica

I componenti chimici della lega sono stati determinati con analisi spettrofotometria di emissione.
La composizione della lega è riportata nella tabella qui di seguito:

Co%	Cr%	Mo%	Mn%	Si%	Tracce
balance	28.0 - 30.0	5.0 - 6.0	x	x	Fe - C - Ni

X= <1.0%

Dati tecnici:

Densità g/cm ³	8.336
Limite elastico MPa	815
Allungamento %	10
CET 25-500°C 10 ⁻⁶ K ⁻¹	14.5
Durezza Vickers HV5/30	375
Modulo elastico GPa	229
Resistenza alla corrosione µg/cm ²	<4

Test di Citotossicità

La citotossicità della lega NOBIL 4000S è stata valutata in accordo alla ISO 10993-5, utilizzando cellule L-929 (fibroblasti di topo) con il metodo per contatto diretto.

I risultati hanno confermato la perfetta citocompatibilità di questa lega. Il comportamento delle cellule si è dimostrato simile a quello registrato per l'oro puro, che è il metallo non citotossico (controllo negativo) utilizzato nella prova.

Norme di riferimento : ISO 9693:1999; ISO 22674:2006; ISO 10993-5:1999

IMAI LISA - NOBIL 4000S - rev.0 del 09/2007
 NOBIL METALLORE S.p.A. Via S. Rocco 24 - 74015 Viggiano (TA) - Tel. +39 0984 411000 fax +39 0984 411000

CE0546

FIG. 61 Scheda tecnica della Lega Co-Cr 4000S utilizzata per la realizzazione del Tubo verticale Autobloccante.

bili a forma di goccia, necessarie per eliminare i rischi di rottura delle alette, è stata aggiunta una determinata inclinazione del tubo verticale rispetto alla base, tale da garantire che il lato gengivale del tubo scosti dal bordo gengivale del tubo stesso di circa 1 mm, in modo da compensare l'inclinazione fisiologica dei denti molari dell'arcata mandibolare dimostrata dalla

curva di Wilson (figg. 58-61).

Per la realizzazione dei nuovi prototipi della CVU completi delle informazioni relative alla forma innovativa delle malleable arresting flaps e dell'inclinazione del tubo verticale si è ricorso alla PR (prototipazione rapida). Mentre le tecniche tradizionali di lavorazione meccanica operano per asportazione di materia-

le, ottenendo la forma voluta da un blocco o da una lamina, le tecniche PR operano su una base concettuale inversa, ossia per addizione di materiale, con la possibilità di poter ottenere forme anche molto complesse, impossibili da realizzare con le lavorazioni tradizionali, aggiungendo materiale strato per strato; si parla, infatti, di *layered manufacturing* (fabbricazione stratificata) mediante un laser sinterizzatore. Per la realizzazione del prototipo del tubo linguale verticale PD System (il primo elemento della serie) è stata utilizzata una polvere di cromo-cobalto biomedicale e sono state impiegate delle macchine SLS (selective laser sintering) cioè macchina per prototipazione rapida a sinterizzazione selettiva mediante laser. La fase preliminare alla prototipazione vera e propria consiste nella generazione del file STL e nella sua verifica. Il file STL (*Standard Triangulation Language To Layer*) è uno standard grafico che descrive l'oggetto tramite una decomposizione in triangoli delle superfici che lo compongono. In pratica le superfici del pezzo vengono meshate ("mesh" significa "maglia") con elementi triangolari. Approssimativamente il numero di questi triangoli è tanto maggiore quanto meglio si vuole approssimare la superficie. Lo standard STL è attualmente lo standard accettato da quasi tutti i sistemi di prototipazione rapida in commercio (figg. 54-57). In questa tecnica un raggio laser viene indirizzato su uno strato sottile di polvere precedentemente compattata mediante lo scorrimento di un rullo. La polvere è sorretta da una base semovibile che strato dopo strato si abbassa favorendo la deposizione di nuova polvere per la conseguente fabbricazione di nuovi strati dell'oggetto su quelli precedentemente realizzati. Il processo

si ripete fino a quando non sia stato realizzato l'oggetto nella sua interezza con spessori di deposizione variabili tra 0,05 e 2 mm. La polvere in eccesso strato dopo strato aiuta a sorreggere l'oggetto in costruzione impedendone ogni deformazione geometrica. Il calore sprigionato dal raggio laser provoca una micro-fusione localizzata delle particelle di polvere sotto la guida di un preciso sistema di scansione. Il laser a CO₂ utilizzato, con potenza variabile tra 25 e 50 W viene utilizzato per provocare la fusione localizzata della polvere di acciaio permettendo quindi la sinterizzazione. Il tubo linguale fabbricato con la tecnica di sinterizzazione laser consente di ottenere il massimo grado di resilienza del dispositivo e di migliorare le prestazioni tecniche in termini di durata e sicurezza, rispetto alla sua versione precedente eliminando completamente il limite dato dal numero di cicli di apertura e chiusura delle alette malleabili evidenziato nell'analisi dei rischi. L'inclinazione del tubo consente inoltre un più agevole inserimento della baionetta verticale nel tubo stesso ed una più agevole lettura delle attivazioni della baionetta verticale dell'arco linguale per il controllo radicolare dei molari da parte dell'operatore specializzato; infine favorisce la presa delle pinze dal lato gengivale per la rimozione dell'arco dal tubo linguale autobloccante. La baionetta verticale sostituisce il perno di supporto dell'arco (Vertical Post) e consente l'inserzione verticale dell'arco nel tubo verticale. Tale baionetta verticale è disegnata come una ripiegatura doppia del filo e viene modellata direttamente su tutti i tipi e modelli di arco linguale PD System (figg. 69, 70), indipendentemente se essi vengono realizzati in acciaio, in cromo-cobalto o in titanio-molibdeno. Gli archi sono progettati nel

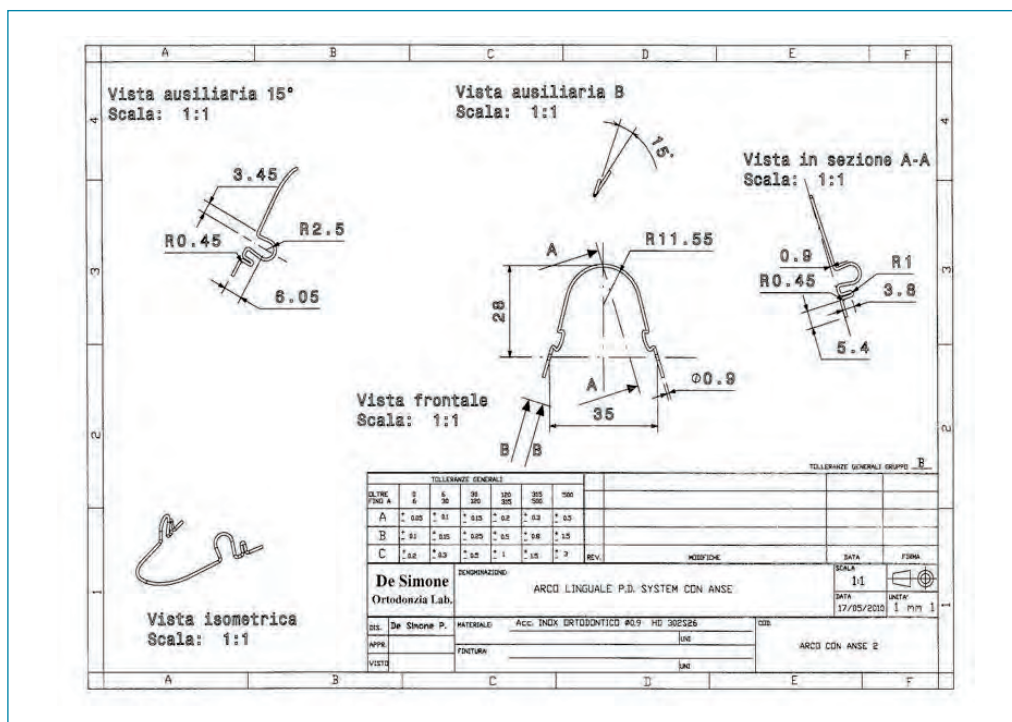


FIG. 62 Progetto tecnico dell'arco linguale con anse ad inserzione verticale.

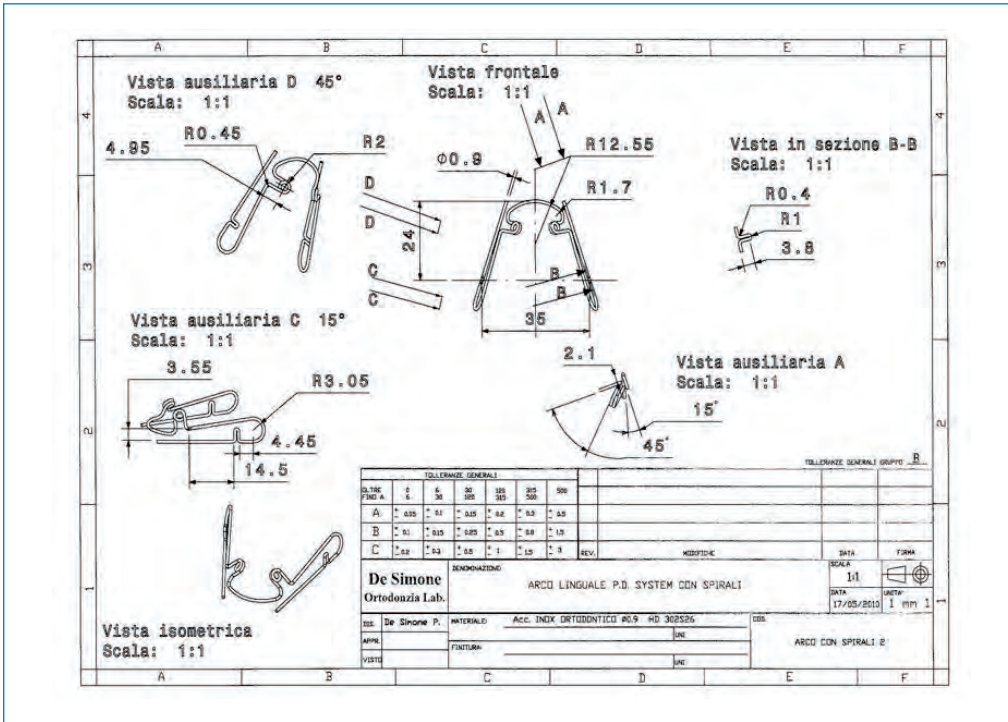
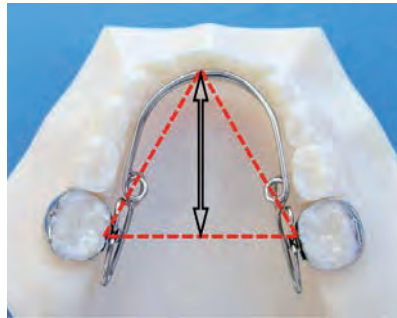
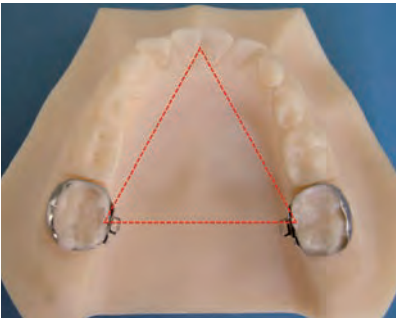
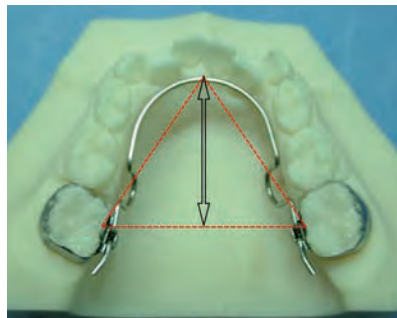
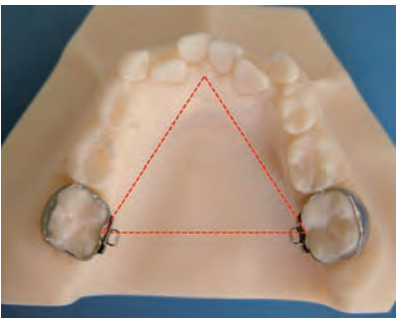


FIG. 63 Progetto tecnico dell'arco linguale con spirali ad inserzione verticale.



DENTATURA DECIDUA



DENTATURA MISTA



DENTATURA PERMANENTE

FIGG. 64 Distanza tra i PD Vertical Lingual Sheath ed i cingoli retroincisivi.



FIG. 65 Archi linguali preformati prodotti in serie.

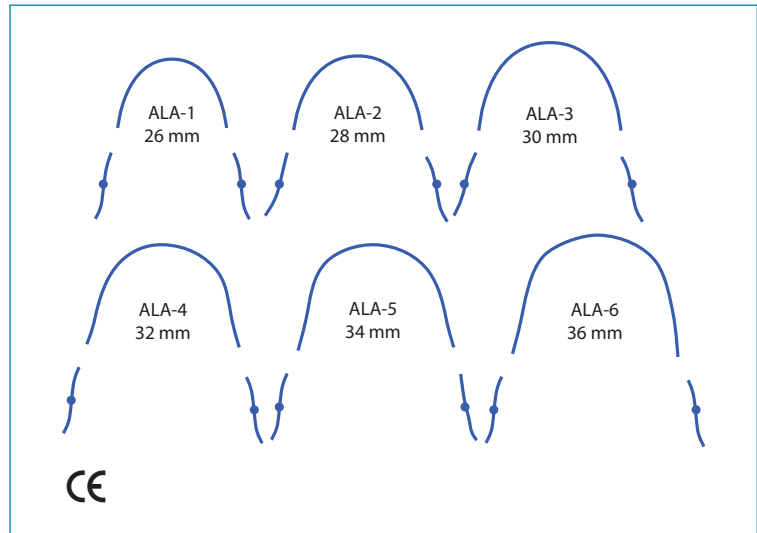


FIG. 66 Template per la scelta della misura dell'arco linguale preformato.



FIG. 67 Dispositivi medici ortodontici costituiti da archi linguali e archi palatali ad inserzione verticale alle bande con cerniera verticale universale.

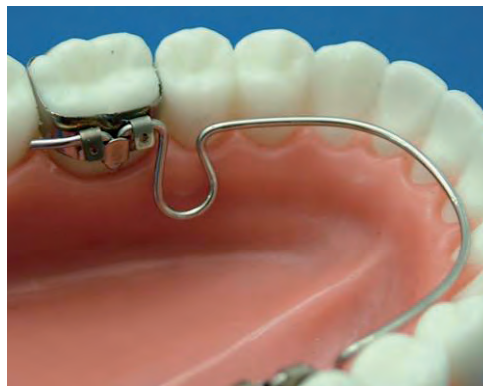


FIG. 68 Particolare laterale dell'arco linguale con anse, ad inserzione verticale.



FIG. 69 Pinza quadra-quadra per la modellazione della baionetta verticale.



FIG. 70 Baionetta verticale dell'arco linguale, particolare della saldatura centrale.

rispetto dei principi basilari dell'ortodonzia: diametro del filo di acciaio utilizzato, memoria elastica, ancoraggio, rispetto dell'articolazione dento-alveolare, controllo della tridimensionalità dello spostamento molare e del fattore tempo.

In base alle indicazioni cliniche ed ai risultati ottenuti dai test meccanici in laboratorio per la realizzazione degli archi PD System vengono utilizzati filo in acciaio biomedicale, oppure filo in cromo-cobalto e filo titanio-molibdeno, tutti di sezione 036 inch/0,9 mm. Il filo



FIG. 71 Inserzione della baionetta nel tubo verticale.



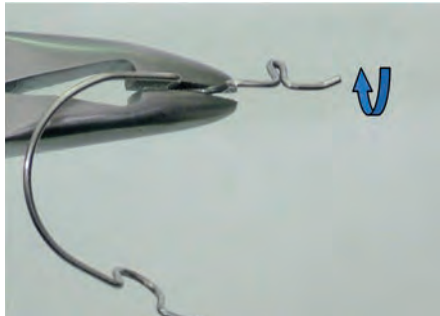
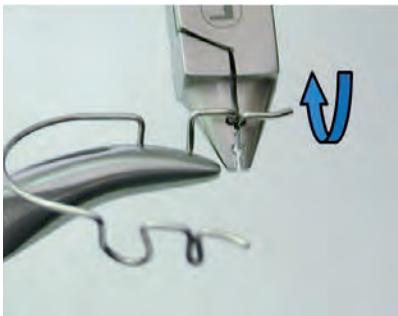
FIG. 72 Rimozione dell'arco linguale dal tubo verticale autobloccante, mediante la pinza di utilità.



FIG. 73 Arco linguale disinserito dalle bande molarari munite di tubo verticale autobloccante mediante la pinza di utilità.



FIGG. 74 Attivazione del braccio laterale per l'espansione anteriore dell'arcata.



FIGG. 75 Attivazione della baionetta verticale per il controllo torque.



FIG. 76 Arco linguale con spirali tipo Bi-Helix ad inserzione verticale, vista intraorale.



FIG. 77 Arco linguale con anse ad inserzione verticale, vista intraorale.



FIG. 78 Arco linguale con bracci laterali ad inserzione verticale.



FIG. 79 OPT caso di recupero denti inclusi con ferula chirurgica ad inserzione verticale.



FIG. 80 Ferula chirurgica ad inserzione verticale per il recupero denti inclusi.



FIG. 81 Ferula chirurgica ad inserzione verticale per il recupero denti inclusi, vista intraorale.



FIG. 82 Recupero denti inclusi avvenuto con l'ausilio di ferula chirurgica ad inserzione verticale.



FIG. 83 Arco linguale con anse, vista intraorale.



FIG. 84 Tubo linguale verticale direct bonding.



FIG. 85 Applicazione dell'arco linguale all'arcata mandibolare, prospettiva occlusale.



FIG. 86 Attivazione del dispositivo.

cromo-cobalto (cobalto-bicromato di potassio) è stato scelto per le sue caratteristiche tecniche di elevata resilienza e buona elasticità ed è risultato quello più facile da modellare e quello più versatile nella realizzazione di archi con spirali del tipo Bi Helix, Quad Helix ecc. Il filo titanio-molibdeno per la sua elevata memoria elastica è stato utilizzato con ottimi risultati per la realizzazione di archi linguali con anse, archi prechirurgici e in tutti i casi dove è richiesto un arco con elevata memoria elastica, anche se è da annotare che resta più difficile da modellare rispetto al filo cromo-cobalto.

Il progetto industriale degli archi linguali a carico verticale è basato sulla ricerca della misura ideale dell'arco

linguale (figg. 62, 63), ricavata dalle misurazioni trasversali e sagittali tra i PD Vertical lingual sheath (tubi linguali verticali) saldati alle bande molari ed i cingoli retroincisivi.

Questi rilievi sono stati effettuati su tutti gli archi linguali realizzati sia sulle dentature miste che sulle permanenti nel corso delle indagini cliniche.

Questa ricerca ha evidenziato la presenza di un triangolo equilatero di riferimento per la standardizzazione di sei misure per gli archi linguali, con uno scarto di circa 2 mm l'una dall'altra (fig. 64).

Sulla base di questi risultati è stato possibile riprodurre in serie ed in forme simmetriche gli archi linguali (figg.

65-68) e predisporre un template per facilitare la scelta della misura dell'arco preformato più congeniale alle esigenze terapeutiche del caso (figg. 71-86).

Bibliografia

- Bagden A, Chimenti C, Christensen LR, Cordasco G, Farronato G, Festa F, Fortini A, Garino GB, Suárez-Quintanilla D, Valant JR. The phenomenon of low fiction techniques: state of the art. Editors: Laino A, Farronato G. Milano: Ariesdue; 2006.
- Barwart O, Rollinger JM, Burger A. An evaluation of the transition temperature range of super-elastic orthodontic NiTi springs using differential scanning calorimetry. *Eur J Orthod* 1999 Oct;21(5):497-502.
- Bradley TG, Brantley WA, Culbertson BM. Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996 Jun;109(6):589-97.
- Buonaiuto C, Riccio C, Laino A. Evoluzione delle caratteristiche fisico-meccaniche e termiche dei fili al Nichel-Titanio utilizzati in ortodonzia: Nota I, comportamento della fase termica. *Archivio Stomatologico* 1998;39(1).
- Buonaiuto C, Riccio C, Laino A. Evoluzione delle caratteristiche fisico-meccaniche e termiche dei fili al Nichel-Titanio utilizzati in ortodonzia: Nota II, comportamento delle molle aperte e chiuse. *Archivio Stomatologico* 1998;39(1).
- Buonaiuto C, Riccio C, Laino A. I fili superelastici ed elastici intermascellari nella correzione delle malocclusioni di II classe. *Archivio Stomatologico* 1998;39(1).
- De Santis R, Dolci F, Laino A, Martina R, Ambrosio L, Nicolais L. The Eulerian buckling test for orthodontic wires. *Eur J Orthod* 2008 Apr;30(2):190-8.
- De Simone P. Archi linguali e palatini PD ad inserzione verticale, per il controllo programmato dell'espansione Ortodontica. *Corriere Orto* 2003
- De Simone P. Archi linguali e palatini PD System: loro ancoraggio con Cerniera Verticale Universale. *Ortodonzia Tecnica* 2006;15(1):12-16.
- De Simone P. International search report WIPO. published under PCT. August 2004
- De Simone P. *Orthodays-ortodontotecnica in Cd-Rom* Ed. Napoli: DeSimone Ortodonzia; 2004.
- Gil FJ, Planell JA. Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications. *J Biomed Mater Res* 1999;48(5):682-8.
- Laino A, Berardi M, Galeota G, Paduano S. I brackets in policarbonato: analisi morfologica al microscopio ottico ed al SEM. *IV Giornate Mediterranee di Odontoiatria*; 1992.
- Laino A, Berardi M, Valletta R. Analisi comparativa chimica ed ultrastrutturale dei compositi ortodontici monocomponente e bi componente. *Ortognatodonzia Italiana* 1993;2(5):731-42.
- Laino A, Cacciafesta V, Cantiello P. Attacchi ortodontici in ceramica policristallina e monocristallina: un confronto morfo-strutturale al microscopio ottico ed al SEM. *Ortognatodonzia Italiana* 1995;4(4):535-41.
- Laino A, Cacciafesta V, Cantiello P. Effetti del debonding e siti di frattura dei brackets in ceramica: confronto tra un sistema adesivo fotopolimerizzante ed uno chimico-polimerizzante allo "Shear Test". *Ortognatodonzia Italiana* 1995;4(3):333-40.
- Laino A, Cacciafesta V, Ferro F. La ritenzione dei brackets in ceramica: confronto in vitro delle forze di distacco con differenti sistemi adesivi. *Ortognatodonzia Italiana* 1995;4(1):37-44.
- Laino A, Cacciafesta V. Attacchi ortodontici in ceramica: analisi morfo-strutturale al SEM, forze di distacco in vitro, riciclaggio termo-ultrasonico. *Ortognatodonzia Italiana* 1994;3(6):819-42.
- Laino A, Cantiello P, Cacciafesta C, Galeotti A, Del Mondo S. Problematiche della mordenzatura smaltea in ortognatodonzia. *IV Giornate Mediterranee di Odontoiatria*; 1994
- Laino A, Melsen B. Orthodontic treatment of a patient with multidisciplinary problems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997 Feb;111(2):141-8.
- Laino A, Michelotti A, Migliaresi C. Adesivi ortodontici: misurazione in vitro delle forze di distacco ed analisi delle superfici di frattura. *Riv It Biomateriali* 1988;2(1):19-28.
- Laino A, Valletta R, Cantiello P, Cacciafesta V. La decalcificazione dei tessuti smaltodentinali nel trattamento ortodontico multibrackets: eziologia e prevenzione. *Atti Il Congresso Nazionale del "Collegio dei Docenti di Odontoiatria". Roma: 1995.*
- Laino A, Valletta R, Cantiello P. Fattori che influenzano il legame all'interfaccia smalto-composito-bracket ortodontico metallico. *Ortognatodonzia Italiana* 1994;3(5):697-710.
- Laino G, Manzo P, Pellegrino G. Applicazioni cliniche del PD System lingual sheath. Presentazione poster. *International Spring Meeting SIDO: Viareggio; 14-15 maggio 2010.*
- Laino G, Santis RD, Gloria A, Russo T, Quintanilla DS, Laino A, Martina R, Nicolais L, Ambrosio L. Calorimetric and Thermomechanical Properties of Titanium-Based Orthodontic Wires: DSC-DMA Relationship to Predict the Elastic Modulus. *J Biomater Appl* 2011 Feb 22.
- Lambini N. Note di laboratorio sull'espansione dell'arcata inferiore. *Bollettino informazioni ortodontiche* 1999;63:29-31.
- Langlade M. Ottimizzazione trasversale. *Brescia: Seven Life; 1997.*
- Marks MH, Corn H. *Atlante di ortodonzia per l'adulto. Vol.1, 2.* Milano: Scienza e tecnica dentistica Ed. Internazionali; 1992.
- Martina R, Laino A, Cacciafesta V, Cantiello P. Effetti del ricondizionamento su attacchi ortodontici in acciaio ed in ceramica: analisi ponderale e dimensionale al SEM. *Ortognatodonzia Italiana* 1995;4(5):651-64.
- Martina R, Laino A, Cacciafesta V, Cantiello P. Recycling effects on ceramic brackets: a dimensional, weight and shear bond strength analysis. *Eur J Orthod*. 1997 Dec;19(6):629-36.
- OR-TEC. *Manuale di tecnica ortodontica.* Bologna: Ed Martina; 1994. p.8.
- Pantaleoni N. *Ortodontotecnica.* Bologna: Ed. Grasso; 1985.
- Pellegrino G, De Simone P. Gli archi linguali ad inserzione verticale PD System. *Corso di Perfezionamento in Ortognatodonzia. Università degli Studi di Napoli "Federico II" A.A. 2007-2008 19-20-giugno 2008*
- Pellegrino G, Manzo P. Utilizzo clinico di archi linguali ad inserzione verticale. *Micrium News* Novembre 2009.
- Sakima MT, Dalstra M, Melsen B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? *Eur J Orthod* 2006 Jun;28(3):282-91.
- Tedesco A, De Simone P. Gestione delle alterazioni trasversali con un nuovo dispositivo: PD System. *Prima parte. Ortodonzia Tecnica* 2007;16(3):13-16.
- Tedesco A, De Simone P. Gestione delle alterazioni trasversali con un nuovo dispositivo: PD System. *Seconda parte. Ortodonzia Tecnica* 2008;17(1):7-10.
- Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. *Eur J Orthod* 1994 Oct;16(5):409-19.
- Wilson WL, Wilson RC. *Modular orthodontics.* Rocky Mountain; 1985.
- Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Okamoto Y, Mogi M, Miura F. Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic arch wires. *Dent Mater J* 1992 Jun;11(1):1-10.

CAPITOLO 14

MATERIALI PER L'INGEGNERIA TISSUTALE OSSEA

14.1 I biomateriali

14.1.1 Brevi cenni di anatomia

L'osso umano è un tipo di tessuto connettivo mineralizzato che presenta una componente cellulare costituita da osteoblasti, osteociti ed osteoclasti ed una componente extracellulare che ha la caratteristica di essere mineralizzata. Esso presenta inoltre:

- › una componente organica, rappresentata soprattutto da **collagene** (per il 90% di tipo I, composto da amminoacidi quali glicina, prolina, lisina ecc.) e, in minor quantità, da **sostanza amorfa** costituita da proteine non collageniche (glicoproteine, proteoglicani e proteine morfogenetiche che hanno una grande importanza nella neoformazione ossea);
- › una componente inorganica che ne costituisce il 70% ed è rappresentata soprattutto da cristalli di idrossiapatite (HA) ed in piccola parte (5%) anche altri elementi quali Na, K, Mg, gruppi di carbonati e solfati. L'HA presenta un rapporto Ca/P compreso tra 1,5 e 1,67, è il principale componente del tessuto osseo, ne costituisce l'impalcatura dura e compatta, contiene il 99% del calcio dell'intero organismo, dando luogo ad una reale riserva di tale elemento e determinando l'omeostasi del calcio.

Le ossa dello scheletro adulto sono costituite da osso spongioso e osso compatto, presenti in quantità variabili a seconda della regione anatomica. L'osso spongioso, o trabecolare, rappresenta circa il 20%, è costituito da trabecole che si anastomizzano tra loro, è caratterizzato da una morfologia a spugna, da spazi midollari e da una porosità molto accentuata (50-90%); l'osso compatto rappresenta l'80%, è molto più denso e presenta una porosità molto ridotta (10%).

Un involucro di tessuto connettivo denominato endostio riveste le cavità midollari, mentre la superficie esterna dell'osso è ricoperta da periostio. Sia l'endostio che il periostio contengono elementi cellulari

con potenziale osteogenetico. Gli osteoblasti dopo aver prodotto la matrice ossea, una volta che questa si è mineralizzata, restano intrappolati in piccoli spazi detti "lacune" e si trasformano in osteociti. Questi rimangono in comunicazione tra loro tramite lunghi prolungamenti citoplasmatici che percorrono estesi canalicoli che confluiscono in più ampi canali molto vascolarizzati, denominati canali di Havers. Ogni canale di Havers, insieme a tutti i canalicoli che vi confluiscono e all'insieme di lamelle ossee che lo circondano, forma un Osteone o Sistema di Havers. Questa organizzazione strutturale permette l'apporto di nutrienti agli osteociti e lo scarico dei cataboliti.

La struttura ossea è sottoposta ad un continuo rimodellamento dovuto ad un dinamico equilibrio tra deposizione e riassorbimento osseo, operato dall'attività congiunta di osteoblasti ed osteoclasti, che permette il completo rinnovamento del tessuto osseo ogni 10 anni. Tale meccanismo di continuo riassorbimento seguito da sintesi di nuova matrice è regolato da fattori di carattere generale (ormoni polipeptidici, steroidei, tiroidei e paratiroidei) e da fattori locali.

In caso di frattura ossea, si susseguono varie fasi riparative che porteranno nel tempo ad una *restitutio ad integrum* dal punto di vista anatomico-funzionale. Nel segmento interessato dalla frattura, per prima cosa si verificherà un'emorragia con deposizione di fibrina e formazione del coagulo sanguigno. Le piastrine del coagulo, rappresentano la componente più importante in questa fase iniziale, poiché il reticolo di fibrina non solo intrappola le cellule sanguigne ed arresta il sanguinamento, ma lega anche vari fattori di crescita (BGF e BMP) e mediatori chimici. I BGF (Bone Growth Factor) e le BMP (Bone Morphogenetic Proteins) sono proteine capaci di promuovere sia la neoformazione vascolare sia la proliferazione e la differenziazione delle cellule mesenchimali. Nella fase riparativa, quindi, gli osteoblasti provenienti dal periostio e dall'endostio che circondano la frattura e le cellule mesenchimali indifferenziate, raggiungono il coagulo e si trasformano in cellule differenziate. Segue la produzione di collagene e matrice ossea che andrà incontro a mineralizzazione e alla formazione di tessuto osso immaturo non lamellare a fibre intrecciate. Nella fase di rimodellamento, si avrà il riassorbimento dell'osso immaturo che sarà sostituito da tessuto osseo lamellare e in circa 6-12 mesi si sarà realizzata la completa guarigione con formazione di osso simile a quello esistente prima della frattura.

Per favorire guarigioni lunghe e difficili, per esempio in seguito all'asportazione di grosse masse tumorali o ad ampie fratture oppure semplicemente per velocizzare i processi di guarigione dopo interventi chirurgici, anche odontoiatrici di vario tipo, si è sentita la necessità di intervenire supportando la crescita ossea.

14.1.2 Biomateriali e ingegneria tissutale

La possibilità di agire sulla crescita ossea è attuabile

grazie ai progressi della scienza che hanno permesso sia l'applicazione di tecniche chirurgiche sempre più avanzate, sia l'utilizzo d'innesti ossei e biomateriali sempre più "intelligenti" in grado di caratterizzarsi come biomimetici. Essi devono cioè essere in grado di mimare alcuni processi metabolici che fanno parte della cascata di eventi che porta alla formazione dell'osso, sostituendo e/o accelerando alcune funzioni.

Un biomateriale è un materiale progettato per interfacciarsi ed interagire con sistemi biologici al fine di trattare, incrementare o sostituire tessuti, organi o funzioni corporee. Esso deve essere biocompatibile, biodegradabile e bioattivo, avere cioè la capacità di interagire positivamente con i tessuti riceventi. In tale definizione sono compresi i sostituti ossei semisintetici (preparati a base di tessuto osseo non vitale allogenico o eterologo, sottoposto a opportuni trattamenti e conservati nelle banche dell'osso) ed i materiali alloplastici. L'avvento poi dell'**ingegneria tissutale** ha aperto nuove ed allettanti possibilità future.

L'ingegneria tissutale è definita come la scienza a carattere multidisciplinare che utilizza i principi dell'ingegneria e delle scienze biomediche per elaborare prodotti artificiali o biologici fino a creare dei derivati completamente nuovi, in grado di dar luogo alla riparazione di tessuti od organi danneggiati o addirittura alla loro rigenerazione. Essa ha permesso anche la progettazione e lo studio di biomateriali in grado di dar luogo alla formazione di nuovo tessuto osseo anche in sedi diverse dall'osso tramite un processo denominato osteoinduzione.

La rigenerazione ossea ha la necessità di utilizzare i biomateriali perché richiede un supporto ("*scaffold*") che permetta la creazione di un ambiente tridimensionale simile a quello del tessuto osseo originario, dove le cellule ed i vasi possano svilupparsi promuovendo il processo di osteoconduzione. Lo scaffold dovrebbe possedere un'ampia superficie disponibile per l'adesione cellulare, essere dotato di pori numerosi ed ampi che presentino una vasta interconnettività in modo da consentire la penetrazione di strutture vascolari neoformate e di cellule osteogeniche.

L'uso dei biomateriali ha consentito, negli ultimi decenni, di risolvere con successo problemi di carenza e di supporto osseo in vari campi dell'odontoiatria come parodontologia, protesi, implantologia e chirurgia. Essi infatti trovano applicazione per:

- › aumento o ricostruzione della cresta alveolare;
- › riempimento di difetti parodontali intraossei, eventualmente in combinazione a prodotti per la GBR (Guided Bone Regeneration);
- › riempimento di difetti ossei dopo rimozioni di cisti o tumori ossei e dopo estrazioni al fine di preservare la cresta alveolare;
- › elevazione del pavimento del seno mascellare;
- › riempimento di difetti perimplantari, soprattutto nelle riabilitazioni implantoprotesiche complesse, in combinazione a prodotti per GBR.

La risposta che un biomateriale da innesto osseo può provocare, una volta posizionato in situ, dipende dalle

proprietà biologiche del materiale stesso e può variare da un punto di vista sia qualitativo che quantitativo, ma rimane comunque strettamente legata alle capacità di guarigione individuali dell'organismo del paziente.

14.1.3 Materiale da innesto ideale

Un materiale da innesto ideale dovrebbe:

- › essere biocompatibile, atossico, non immunogeno, radiopaco, sterile, economico e reperibile sotto varie forme, in modo da essere utilizzato per tutte le esigenze cliniche;
- › possedere ottime proprietà meccaniche, in modo da supportare adeguatamente la struttura ossea circostante;
- › essere totalmente riassorbibile e sostituito, nel tempo, da osso vitale;
- › ricalcare, una volta impiantato nel tessuto dell'ospite, nelle modalità, ma in tempi più brevi, lo stesso modello di guarigione dell'osso naturale fratturato;
- › essere bioattivo, capace cioè di determinare la rigenerazione ossea attraverso 3 meccanismi: l'osteogenesi, l'osteoinduzione e l'osteoconduzione.

Nessun materiale soddisfa attualmente tutte le caratteristiche richieste.

14.1.3.1 Meccanismi di rigenerazione ossea

- › **L'osteogenesi** è la capacità di neogenesi ossea dell'innesto. Questa trae origine dalle cellule viventi (osteoblasti endosteali e cellule midollari capostipiti) presenti all'interno dell'innesto e con esso trapiantate in un nuovo sito, dove sopravvivono per i primi tre o quattro giorni attraverso le sostanze nutritive provenienti dai tessuti vascolari adiacenti. Questo meccanismo si riscontra maggiormente negli innesti di spongiosa, più ricchi di cellule vitali rispetto a quelli di corticale. L'osso autologo è il solo materiale da trapianto disponibile con proprietà osteogeniche.
- › **L'osteoinduzione** è la capacità di un biomateriale innestato di indurre la neoformazione di osso anche quando il biomateriale è posizionato in sedi eterotopiche, cioè diverse dall'osso. L'osteoinduzione implica la neoformazione ossea a partire da cellule osteoprogenitrici, a loro volta derivanti da cellule mesenchimali primitive, sotto l'influenza di uno o più fattori inducenti (Fattori di Crescita e Proteine Morfogenetiche) liberati dalla matrice ossea. Il concetto dei biomateriali osteoinduttivi, è stato introdotto da uno studio (Urist, 1965) in cui matrice ossea devitalizzata e demineralizzata impiantata nel tessuto muscolare del ratto aveva dato luogo, dopo 2 settimane di permanenza, alla neoformazione di tessuto osseo.
- › **L'osteoconduzione** è la capacità dell'innesto di supportare e guidare la crescita ossea sulla sua superficie quando impiantato in siti intrascheletrici. L'osteoconduzione si realizza quando il materiale da innesto

presenta un reticolo tridimensionale, che serve come supporto (“*scaffold*”) per accogliere e guidare i vasi e le cellule che dal sito ricevente penetrano dapprima nella periferia e poi all'interno dell'innesto, dando luogo a un'invasione cellulare e vascolare. Il materiale è progressivamente sostituito da osso neoformato che ne segue, a mo' di traccia, l'impalcatura inorganica (fenomeno della *creeping substitution*).

La maggior parte dei biomateriali usati nella rigenerazione ossea sono solo osteoconduttivi.

L'apporto ematico è importantissimo ai fini della sopravvivenza dell'innesto, dell'osteogenesi, dell'osteoaduzione e dell'osteoduzione.

Il posizionamento di un innesto osseo osteoconduttivo promuove una serie di eventi all'interfaccia tra il materiale impiantato e l'osso ricevente, dando luogo ad una straordinaria varietà di reazioni e processi biochimici dinamici. Questi ricalcano molto da vicino i processi fisiologici che si verificano in caso di frattura, ma da questi si differenziano per la presenza di un materiale che, non avendo né proprietà osteogenetiche né osteoinduttive, per essere integrato deve essere “colonizzato” da vasi e cellule progenitrici provenienti dal tessuto che ospita l'innesto. Quest'ultimo, una volta posizionato, viene bagnato dal sangue dell'organismo ospite con conseguente formazione del coagulo dal quale, per effetto delle piastrine, si liberano BGF, BMP ed altri mediatori chimici. Le proteine interagiscono con la superficie del biomateriale innestato e si adsorbono su di esso, formando uno strato proteico le cui caratteristiche dipenderanno dalle proprietà di superficie del biomateriale e dall'affinità delle proteine per la superficie stessa. Questo passaggio permette la trasformazione della superficie del materiale estraneo ed inerte, in una superficie biologicamente attiva, in grado di legare, attraverso i recettori specifici delle proteine, le cellule provenienti dal tessuto ospitante. In tal modo viene indotta una risposta cellulare specifica che determinerà la risposta dell'ospite all'innesto, portando alla sua integrazione nel tessuto ricevente o al suo rigetto, indice di scarsa biocompatibilità. Quanto più l'interfaccia tessuto ricevente/biomateriale assomiglia alle aree interfacciali naturali, tanto più il biomateriale sarà biocompatibile. L'effetto di tale attivazione cellulare, insieme alla promozione di una neoangiogenesi, comporta una proliferazione di cellule osteogeniche che produrranno matrice extracellulare. Questa nel tempo andrà incontro a mineralizzazione, creando tessuto osseo immaturo non lamellare a fibre intrecciate che, a seguito del rimodellamento, si trasformerà in tessuto osseo lamellare.

Nel posizionamento di un innesto bisogna tener presente la necessità di proteggerlo dalla contaminazione esterna, di osservare una stretta asepsi durante la manipolazione e, se necessario, di immobilizzarlo. Non bisogna dimenticare che l'innesto risulta particolarmente suscettibile alle infezioni, in quanto scarsamente vascolarizzato e quindi difficilmente raggiungibile da cellule e farmaci, quali gli antibiotici.

Ottenuta l'integrazione ossea dell'innesto, i biomateriali possono essere completamente riassorbiti (**biomateriali riassorbibili**) e gradualmente sostituiti da tessuto osseo nel corso di mesi o anni, oppure essere riassorbiti solo parzialmente (**biomateriali parzialmente riassorbibili**), oppure non esserlo affatto (**biomateriali non riassorbibili**).

Il tempo di degradazione dei biomateriali è strettamente correlato a fattori fisici propri del materiale stesso (quali struttura chimica, composizione, peso molecolare, forma della superficie esposta, grado di densità), ma anche alla massa impiantata, alla reattività individuale, all'età del paziente e alla circolazione sanguigna della zona dell'innesto.

I biomateriali da innesto possono essere classificati in biologici (autologhi, allogeni, eterologhi) e alloplastici (biovetri, solfato di calcio, fosfato di calcio e prodotti a base di polimeri).

14.1.4 Materiali da innesto biologici

14.1.4.1 Innesti autologhi

L'osso è prelevato dallo stesso paziente su cui viene poi posizionato l'innesto. L'osso autologo è considerato il gold standard a causa delle sue ottime proprietà biologiche ed è il materiale più predicibile e di maggior successo. Esso presenta:

- › **proprietà osteogeniche** grazie alla presenza nella porzione midollare di cellule già mature in grado di deporre nuovo osso fin dal momento dell'impianto;
- › **proprietà osteoinduttive** grazie alla presenza delle BMP, dei BGF e delle cellule staminali totipotenti, sopravvissute al danno anossico provocato dal prelievo dell'innesto dal sito donatore;
- › **proprietà osteoconduttive** in quanto fornisce supporto meccanico a vasi e cellule che colonizzano il sito d'innesto.

Esso, inoltre, non provoca problemi di compatibilità immunologica perché presenta gli stessi antigeni di istocompatibilità dell'organismo che lo ospita e pertanto non determina alcuna risposta immunitaria, venendo riconosciuto dall'organismo come “self”. L'innesto viene gradualmente riassorbito e sostituito da osso neoformato.

In base alla tipologia dell'osso prelevato, distinguiamo:

- › **innesti di spongiosa**: hanno elevate qualità osteogeniche ed osteoinduttive per la numerosa presenza di cellule progenitrici. Mostrano un'ottima integrazione, vengono vascolarizzati in tempi brevi e di conseguenza sono riassorbiti e sostituiti rapidamente. Essi, tuttavia, presentano una scarsa stabilità meccanica ed un elevato grado di riassorbimento volumetrico in breve tempo. L'innesto, dopo 60 giorni è quasi completamente sostituito da osso neoformato, ma occorreranno circa 6-12 mesi per la completa integrazione nell'osso ricevente. Viene utilizzato per la ricostruzione di piccoli difetti ossei e nel rialzo del seno mascellare, da solo o

miscelato con altri sostituti ossei biologici o sintetici. La sede preferenziale di prelievo è la cresta iliaca;

- › **innesti di corticale:** a causa della diversa struttura e della maggiore densità, presentano una vascolarizzazione più lenta ed un minore quantitativo di cellule. Questo fattore comporta un'integrazione più lenta, un rimodellamento più lungo e meno completo, a meno che non si utilizzino innesti ridotti in granuli di piccole dimensioni (0,5-1 mm). La guarigione avviene in tempi doppi rispetto all'innesto con osso spongioso (24 mesi). L'osso corticale, tuttavia, offre il vantaggio di un maggior supporto dovuto alle notevoli proprietà biomeccaniche, che consentono una buona stabilità e un buon mantenimento del volume dell'innesto nel tempo. Le sedi di prelievo sono: il corpo ed il ramo della mandibola e la teca cranica;
- › **innesti cortico-spongiosi:** derivano da prelievi di osso corticale e spongioso insieme, presentano stabilità meccanica dovuta alla componente corticale e rapida vascolarizzazione dovuta alla componente spongiosa. Gli svantaggi sono rappresentati da una scarsa predicibilità del mantenimento del volume nel tempo quando la componente di spongiosa supera il 60% in volume dell'innesto. Viene utilizzato soprattutto nella ricostruzione tridimensionale dei mascellari atrofici;
- › **innesti particolari o bone chips:** sono costituiti da piccoli frammenti di osso autologo corticale ottenuti con prelievi effettuati direttamente dall'osso, utilizzando una particolare strumentazione, oppure con la triturazione di osso corticale. Poiché tendono a disperdersi e a dislocarsi dalla sede ricevente, questi innesti necessitano di una contenzione e dell'uso di membrane. Vengono utilizzati nel riempimento di qualsiasi difetto del mascellare, nel riempimento degli spazi residui tra innesti di osso corticale e nel riempimento di cavità anatomiche come, per esempio, nei rialzi del seno mascellare. È necessario un periodo di integrazione di circa 5 mesi per ottenere una certa stabilità. Il prelievo può essere effettuato nelle sedi sia intra che extraorali a seconda delle esigenze sia quantitative che qualitative.

In caso di grandi difetti ossei da riempire, si ricorre a prelievi dalla cresta iliaca, tuttavia, il quantitativo di osso autologo disponibile anche in tale sede, spesso non è sufficiente. Gli svantaggi che si accompagnano ai prelievi dalla cresta iliaca sono: la necessità di un'anestesia generale e di un doppio intervento che comporta tempi operatori e di degenza lunghi, potenziali complicazioni come dolore postoperatorio, ematomi, danneggiamento del nervo cutaneo laterale della coscia, lo sviluppo di un neuroma o di infezioni. L'incidenza di complicazioni postchirurgiche del sito donatore ammonta al 10% circa.

La richiesta sempre crescente di innesti ossei e la scarsa disponibilità di osso autologo, ha portato la ricerca ad orientarsi verso fonti di osso alternative che presentino proprietà fisico-chimiche quanto più vicine possibile

all'osso umano. Gli innesti non autologhi sono attualmente molto utilizzati nella chirurgia odontoiatrica, sia da soli che insieme all'osso autologo, ma possiedono solo proprietà osteoconduttive. Essi possono essere riassorbibili o non riassorbibili. Quelli riassorbibili vengono degradati dall'attività fagocitaria dei macrofagi e degli osteoclasti e poi sostituiti da osso neoformato. Quelli non riassorbibili, non potendo essere sostituiti da osso, vengono incapsulati nella matrice ossea. Rispetto all'osso autologo, i sostituti ossei non autologhi presentano le stesse fasi di guarigione, ma i tempi di neoangiogenesi, rimaneggiamento e rimodellamento sono ritardati e più lunghi a causa del diminuito apporto vascolare.

14.1.4.2 Innesti allogenici (osso omologo-alloinnesto)

L'osso allogenico deriva da un individuo diverso ma della stessa specie. Infatti viene prelevato in genere da cadaveri entro 24 ore dal decesso, oppure proviene da teste di femore asportate durante gli interventi di protesi d'anca e viene conservato nelle banche dell'osso. Esso presenta la stessa struttura fisica e le stesse proprietà biologiche dell'osso del ricevente e ciò è garanzia di un'efficace osteoconduzione. L'osso omologo deve essere sottoposto ad opportuno trattamento atto a scongiurare la possibilità di trasmissione di batteri, virus, prioni e cellule tumorali dal donatore all'organismo ospite. Da alcuni autori, tuttavia, viene contestata la, seppur remota, possibilità di trasmissione di alcune importantissime malattie (epatite virale, AIDS, malattia di Creutzfeldt-Jakob eccetera) e la possibilità di causare problemi immunologici come il rigetto dell'innesto o il suo riassorbimento. Esso sembrerebbe anche soggetto a scarso rimodellamento ed insufficiente vascolarizzazione. Inoltre i trattamenti cui viene sottoposto l'osso, dopo essere stato prelevato dal donatore, potrebbero comprometterne le proprietà biologiche e meccaniche. L'innesto è disponibile sotto forma di tessuto osseo spongioso o corticale (il primo più rapidamente rimodellabile del secondo) in blocchi, granuli o polvere per meglio rispondere alle diverse esigenze di utilizzo.

In commercio sono presenti diversi tipi di alloinnesti.

- › **FBA (Frozen Bone Allograft)** osso congelato: l'osso appena prelevato viene trattato con il perossido di idrogeno, tagliato, imbustato e subito congelato, riducendo gradualmente la temperatura fino a -100°C circa. Esso in tal modo conserva le proprietà osteogeniche, osteoinduttive e osteoconduttive, ma, non essendo stato sterilizzato, può costituire un potenziale veicolo di trasmissione di malattie.
- › **FDBA (Freeze-Dried Bone Allograft)** osso congelato liofilizzato: dopo il trattamento con perossido di idrogeno, viene sottoposto a delipidizzazione con etanolo, portato a temperatura di 300°C per circa 15 ore, liofilizzato e congelato in azoto liquido fino a -90°C e quindi sterilizzato con ossido di etilene e rag-

gi gamma. Questo biomateriale presenta proprietà osteoconduttive.

- › **DFDBA** (*Demineralized Freeze-Dried Bone Allograft*) osso demineralizzato congelato liofilizzato: il procedimento, analogo al precedente, si conclude con il trattamento con acido cloridrico dell'osso che in tal modo perde la sua componente minerale. Secondo alcuni autori il trattamento cui l'osso viene sottoposto non altererebbe le sue proprietà osteoinduttive, in quanto le proteine morfogenetiche non verrebbero alterate. La demineralizzazione sbloccherebbe le BMP ed altri fattori che erano precedentemente imprigionati nella fase minerale, che ne ostacolava il contatto con le cellule mesenchimali. Altri autori, invece, negano che esso conservi proprietà osteoinduttive. Le proprietà osteoconduttive dell'DFDBA, invece, sono sicuramente conservate.

Sia FDDBA che DFDBA sono scarsamente riassorbibili nel tempo.

14.1.4.3 Innesti eterologhi (xenoinnesti)

Gli innesti eterologhi sono considerati materiali da innesto di seconda scelta: sono meno costosi dell'autologo, comportano una ridotta morbilità perché non necessitano di ulteriori interventi con relative eventuali complicanze, sono facilmente reperibili e quindi possono essere utilizzati per riempire grossi difetti ossei. Essi derivano da una specie diversa da quella del ricevente (soprattutto bovina, ma anche suina ed equina) e pertanto richiedono la sistematica distruzione di proteine e di tutti i componenti che potrebbero comportare rischi di trasmissione di prioni, virus, batteri o comportare reazioni immunitarie. Essi favoriscono il meccanismo di guarigione ossea grazie alla loro osteoconduttività e, essendo composti in pratica della sola parte minerale, si consiglia di utilizzarli insieme a prodotti osteoinduttivi come l'osso autologo.

- › **L'osso bovino**, sul mercato ormai da circa un ventennio, è stato quello più utilizzato e studiato ed ha mostrato buone proprietà osteoconduttive. La distruzione delle proteine avviene attraverso un procedimento chimico che utilizza solventi organici (fenoli ed etilenglicole) e temperature di 300°C (*unsintering materials*), oppure attraverso un trattamento termico, basato sulla calcinazione del materiale a 600-900°C circa, con picchi anche di 1000-1200°C (*sintering material*). Dopo questo processo, residua idrossiapatite molto simile a quella dell'osso umano, costituita da cristalli di apatite organizzati in reticoli con micro e macropori che promuovono la stabilità del coagulo e l'apposizione di osso neoformato. Il suo riassorbimento è lento: alcuni studi riportano un riassorbimento esteso, altri invece solo parziale, altri ancora nessun riassorbimento. La maggior parte sono presenti sul mercato sotto forma di blocchi cilindrici o granuli di spongiosa e di corticale, formati da aggregati di sottili lamelle. L'utilizzo della forma granulare porterebbe ad una più rapida

osteointegrazione, in quanto risulterebbe aumentata la superficie di contatto tra l'innesto e l'osso ricevente. Può essere usato da solo o insieme ad osso autologo, sfruttando le capacità osteoinduttive di quest'ultimo.

- › **L'osso equino** viene in genere trattato con processi di deantigenazione di origine enzimatica a 37°C, che non alterano le proprietà fisico-chimiche della componente minerale del tessuto osseo impiegato. Essi danno luogo ad una HA naturale che viene riassorbita e sostituita da osso neoformato in tempi più lunghi rispetto al normale turnover dell'osso umano. Sono disponibili in commercio sotto forma di blocchi, lamine, o granuli di spongiosa e corticale.
- › **L'osso suino**, anch'esso sottoposto a processo di deantigenazione, presenta tempi di riassorbimento medio piuttosto lunghi.

14.1.5 Biomateriali da innesto alloplastici (sostituti ossei sintetici)

Sono biomateriali sostitutivi dell'osso di origine sintetica o inorganica che posseggono capacità osteoconduttiva e capacità di mantenere legami stabili nel tempo con l'osso neoformato. Essi possono essere utilizzati da soli oppure essere abbinati all'osso autologo per la loro capacità di funzionare sia come scaffold sia come sostegno volumetrico per il tessuto da ricostruire grazie alle loro proprietà meccaniche.

Trovano indicazione per tutti i tipi di innesti, sono facilmente reperibili e quindi possono essere utilizzati anche per riempire grossi difetti ossei, non danno luogo a tossicità locale o sistemica, a reazioni immunitarie o reazioni da corpo estraneo, in quanto sono antigenicamente inerti. I tempi di guarigione sono brevi, non tutti sono riassorbibili. I materiali di sintesi hanno anche il vantaggio di non presentare rischi di trasmissione di malattie, di essere disponibili anche in grande quantità, di poter essere utilizzati come carriers per fattori di crescita e cellule. Le moderne tecnologie, inoltre, permettono di apportare modifiche sia dal punto di vista chimico che morfologico, al fine di ottenere le forme e le dimensioni desiderate. I principali biomateriali alloplastici sono: biovetri, solfato di Ca, fosfato tricalcico (TCP) e polimeri. I primi due sono considerati i più biocompatibili.

14.1.5.1 Biovetri

I biovetri (BV) sono vetri biocompatibili che, inseriti chirurgicamente nell'osso, sono capaci di formare legami chimici con esso, di promuoverne la formazione e di essere da esso integrati; non causano reazioni allergiche, immunologiche o infiammatorie.

I BV sono costituiti da particolari granuli di vetro attivo e amorfo, di dimensioni di 300-350 μm di diametro. Presentano per il 45% silice (SiO₂), per il 24,5% ossido di calcio (CaO), per il 24,5% ossido di sodio (Na₂O) e

per il 6% ossido di fosforo (P_2O_3).

La variazione quantitativa dei primi tre componenti, soprattutto dell'ossido di sodio, determina la solubilità o meno in vivo del materiale. Le particelle di biovetro, una volta a contatto col sangue con il quale in genere vengono impastate, diventano adesive a causa di uno strato di gel che si forma sulla loro superficie, ricco di silice e fosfato di calcio. Il gel, col tempo, genera cristalli simili a quelli dell'HA dell'osso. Tale strato, inoltre, favorisce l'adsorbimento delle proteine di cui necessitano gli osteoblasti per sintetizzare la matrice ossea extracellulare che promuove la neoformazione ossea. Le cellule osteogeniche, inoltre, riconoscono come proprio questo strato superficiale apatitico, dando luogo a un forte legame tra i BV e l'osso stesso. A contatto con l'ambiente organico, le particelle di BV mostrano un'erosione interna che ospita la neoformazione ossea, dando luogo in tal modo a tante piccole isole che funzionano come nuclei iniziali per la successiva riparazione ossea. La distanza esistente tra le varie particelle che lo costituiscono assicura uno spazio ottimale per l'infiltrazione e la rigenerazione dei tessuti e per il riempimento dei difetti ossei. I BV formano quindi una massa coesa facilmente manipolabile che si inserisce nei difetti ossei senza disperdersi nel tessuto circostante, rinforzando il legame con l'osso. Gli ioni calcio e fosfato che il materiale rilascia sono riassorbiti dai fluidi dell'organismo e utilizzati nella neoformazione ossea. Hanno anche effetti emostatici.

Sono biomateriali scarsamente o per niente riassorbibili, in quanto gli osteoclasti non sono in grado di eliminare materiali a base di silicati. Quelli non riassorbibili rimangono sotto forma di materia vetrosa estremamente solida e sono particolarmente indicati in tutti quei casi in cui sia necessaria una buona stabilità strutturale.

14.1.5.2 Solfato di calcio (o Gesso di Parigi)

Il solfato di calcio ($CaSO_4$) viene prodotto sottoponendo il gesso naturale ad un processo di calcinazione.

Il $CaSO_4$ è uno dei biomateriali più antichi che si conoscono: il suo uso come sostituto osseo in ortopedia risale al 1900; è molto simile all'idrossiapatite, da cui si distingue per il maggior contenuto in calcio e per la differente densità, solubilità e per altre proprietà chimico-fisiche. È certamente uno dei biomateriali riassorbibili più utilizzati nella pratica clinica: è poco costoso, facilmente modellabile, si riassorbe rapidamente, non produce infiammazione e non determina reazione da corpo estraneo. Esso viene utilizzato come filler nei difetti ossei, nella rigenerazione tessutale guidata e nel rialzo di seno.

Il suo principale difetto è il riassorbimento troppo rapido, ma la formulazione in granuli ha permesso di ovviare a questo problema, in quanto la grandezza dei granuli condiziona i tempi di riassorbimento. Sono disponibili diverse granulometrie a seconda del tipo di difetto da riempire. La forma arrotondata dei granuli sembra inol-

tre favorire l'attecchimento degli osteoblasti.

Il $CaSO_4$ emiidrato esiste in due forme: α e β . La forma beta è la più comune. Il $CaSO_4$, una volta posizionato in sede, si dissolve gradualmente in 5-7 settimane e viene completamente sostituito da tessuto osseo neoformato in 8-10 mesi.

È disponibile in commercio sotto forma di polvere e di granuli. Questi ultimi si prestano molto bene per riempire difetti ossei, mentre il solfato in polvere è indicato particolarmente per i difetti minori.

14.1.5.3 Fosfato di calcio

Tutti gli innesti di osso sintetico costituiti da fosfato di calcio (TCP ed HA) presentano proprietà osteoconduttive, non danno luogo a tossicità o a reazione da corpo estraneo. Subito dopo il posizionamento dell'innesto, si realizza un processo chimico che comporta la formazione di HA.

Fosfato tricalcico (TCP)

È una ceramica sintetica costituita da calcio e fosforo in rapporto 3:2; è un materiale osteoconduttivo. Grazie alla sua struttura microporosa e alle interconnessioni fra i pori, è in grado di formare un valido legame chimico con l'osso ed è riassorbibile. Se ne conoscono due tipi: la forma α e la forma β che, pur avendo le stesse caratteristiche chimiche, presentano proprietà biologiche diverse. Infatti la prima presenta un processo di riassorbimento lento, che richiede anni, mentre la seconda si riassorbe e viene sostituita da osso neoformato in 8-12 mesi. La velocità di riassorbimento del TCP, assai più rapida dell'HA, dipende anche da fattori quali la concentrazione, densità e porosità dell'innesto. A causa del veloce riassorbimento, il volume di osso che va a sostituire il β TCP è inferiore al volume dell'innesto posizionato. Per tale motivo esso viene usato in associazione con biomateriali meno riassorbibili, come per esempio l'HA di origine animale, che viene degradata più lentamente rispetto al TCP. Viene anche utilizzato in aggiunta agli innesti autologhi per aumentarne il volume.

Le proprietà osteoconduttive del TCP, tuttavia, sembrano essere inferiori a quelle dell'HA, mentre dal punto di vista meccanico presenta un alto grado di rigidità, ma anche una notevole fragilità. Esso è pertanto consigliato come innesto esclusivamente in aree non sottoposte a carico, come i difetti parodontali e le cavità cistiche, in quanto difettano di intrinseca stabilità meccanica. Si trova in commercio sotto forma di granuli, paste e dischi.

Idrossiapatite (HA)

L'HA è la componente inorganica dell'osso e ne costituisce l'impalcatura. Impiegata nella clinica ormai da decenni come sostituto osseo, rappresenta il materiale più compatibile sia per le caratteristiche fisico-chimi-

che sia per la reazione biologica provocata. Essa, con la sua tipica struttura porosa tridimensionale, fornisce lo scaffold dell'innesto, in grado di ospitare cellule e vasi che permetteranno la neoformazione ossea. L'HA forma con l'osso un legame molto solido, tanto che test di trazione provocano fratture all'interno dell'HA stessa o dell'osso posto tutto intorno, ma non a livello dell'interfaccia di legame. Il suo riassorbimento è assai lento.

Ricordiamo che può essere ricavata da sostanze naturali (HA ricavata da osso bovino o scheletro di corallo) o sintetiche (HA sintetica ottenuta attraverso un processo di sintesi a partire da sali di fosfato di calcio). L'HA naturale è più porosa di quella sintetica.

L'**HA corallina**, che riportiamo in questo paragrafo per motivi di opportunità, si ottiene dal corallo naturale, costituito principalmente da carbonato di calcio sotto forma di aragonite porosa, che presenta una struttura regolare molto simile all'osso spugnoso. Il corallo naturale viene sottoposto ad un processo chimico-fisico (si tratta con calore e pressione in una soluzione acquosa di fosfato) che comporta la perdita della sostanza organica, la conversione del carbonato di calcio dello scheletro corallino in calciofosfato e la sterilizzazione del materiale. L'attività osteoconduttiva è dovuta alla sua struttura porosa, che permette la veloce penetrazione di cellule e vasi al suo interno. Possiede una porosità superiore al 45% e pori di diametro di circa 150 μm . La resistenza alla compressione è leggermente superiore rispetto all'osso spugnoso, ma, come le altre forme di HA, è debole alla trazione, fragile e difficilmente modellabile. L'HA corallina inizialmente non possiede la forza dell'osso trabecolare né le sue proprietà plastiche a causa della mancanza della matrice di collagene, ma con il completamento della crescita fibro-ossea, diventa più forte e meno rigida dell'osso spugnoso. Il suo uso è pertanto consigliato nei casi di innesti non sottoposti a forti carichi. L'HA corallina viene riassorbita solo in minima parte e in tempi lunghi (anni), durante i quali l'osso cresce all'interno e attorno ai granuli. È altamente biocompatibile, meccanicamente e chimicamente stabile (non c'è rilascio di ioni). Viene utilizzata insieme all'osso autologo per diminuire il riassorbimento di quest'ultimo e per sfruttarne le capacità osteoinduttive ed osteogenetiche. Si trova in commercio sotto forma di granuli o blocchi.

L'**HA sintetica** è un sostituto osseo sintetico piuttosto datato e quindi molto studiato. Presenta una buona osteoconduttività e viene spesso usato insieme all'osso autologo per aumentare il volume dell'innesto e per supportarlo. L'HA di sintesi è altamente biocompatibile ed è in grado, in pochi mesi, di legarsi saldamente all'osso.

I processi di osteointegrazione delle HA dipendono dalla formulazione chimica, dalla conformazione dei cristalli e dalla geometria della superficie. La capacità osteoconduttiva è fortemente influenzata dal diametro dei pori: un diametro compreso tra 50 e 300 μm permette un proporzionale aumento della superficie

di contatto e di interazione con i tessuti ed i liquidi fisiologici dell'osso ricevente l'innesto. I materiali con pori di diametro inferiore a 10 μm , non permettendo l'ingresso di cellule all'interno dei pori, non risultano osteoconduttivi né riassorbibili; di contro, quelli con porosità maggiori di 500 μm risultano avere una struttura troppo fragile. La velocità di riassorbimento e rimodellamento, seppur determinata dalle dimensioni dei pori, dalla loro distanza e in misura minore dalle dimensioni dei granuli, è comunque molto lunga, fino ad arrivare a vari anni.

L'HA di sintesi presenta il vantaggio di poter modificare le caratteristiche microstrutturali (porosità, dimensione dei cristalli e dei grani) attraverso procedimenti tecnologici per meglio rispondere alle diverse esigenze di utilizzo. Usata come materiale per il riempimento di piccole cavità, è risultata inferiore agli innesti autologhi, ma superiore a questi nella chirurgia ricostruttiva preprotetica della mandibola, specie quando utilizzata nella sue forme più dense e compatte. In tali casi mantiene meglio l'altezza e può essere subito messa sotto carico. Essa è disponibile sotto forma di ceramica o non ceramica. La forma ceramica si ottiene sottoponendo il fosfato di calcio ad un processo di sinterizzazione (agglomeramento di una polvere a temperatura inferiore al punto di fusione) fra 700 e 1300 °C che dà luogo alla formazione di una struttura altamente cristallina. La porosità, variabile, è prodotta mediante additivi durante il processo di sintesi. Questo tipo di HA non presenta un ampio sistema di pori interconnessi, per cui l'infiltrazione cellulare e la conseguente formazione di trabecole ossee si ferma nel fondo cieco dei pori. Posizionato l'innesto in situ, questo si riassorbe con difficoltà al ritmo di 1-2% in volume l'anno. La forma non ceramica è una HA pura, nanocristallina, non è sinterizzata, a base di fosfato di calcio. È disponibile in commercio anche sotto forma di pasta. Dopo essere stata impastata, viene modellata e posizionata nella cavità. È volumetricamente stabile; si riassorbe in vivo con più facilità rispetto alla forma ceramica.

In commercio si trovano vari tipi di HA sintetica in funzione della forma (solida o granulare), della grandezza dei granuli, dei diversi gradi di porosità. La porosità varia dal 70 al 90%, i pori sono interconnessi da spazi che vanno da 80 a 200 μm . I materiali sono disponibili sotto forma di microgranuli dai 200 ai 500 μm o in blocchi.

- › La **forma granulare** compatta ha una densità maggiore al 65%, una bassa porosità, un'alta cristallinità ed è scarsamente riassorbibile.
- › La **forma porosa** presenta una microstruttura haversiana simile a quella dell'osso con pori di diametro maggiore di 100 μm , che favoriscono la neovascolarizzazione ed il riassorbimento
- › La **forma bifasica** è costituita da HA e TCP in diverse proporzioni. Il graduale riassorbimento di quest'ultimo comporta un incremento della porosità dell'HA, che aumenta il suo contatto con il tessuto circostante.

te favorendo il riassorbimento e la neoformazione ossea che si realizza nell'arco di vari anni.

Come tutte le ceramiche, l'idrossiapatite, pur essendo un materiale rigido in grado di sostenere elevate forze di compressione, è fragile e si rompe facilmente se sottoposta a forze di torsione o flessione. Il suo utilizzo non è pertanto indicato quando si prevede che, una volta posizionato, possa subire tale tipo di sollecitazioni.

L'HA è attualmente studiata per essere sfruttata come carrier per le BMP. Alcune ricerche condotte sui bambini hanno dimostrato che l'HA porosa, in presenza di determinati requisiti strutturali (geometria di superficie, configurazione spaziale tridimensionale, morfologia dei cristalli, porosità dal 70 al 90%, presenza di connettività tra i pori), risulta osteoinduttiva anche in un contesto non osseo come il tessuto sottocutaneo o muscolare. Tutti questi fattori, grazie alla stretta somiglianza con la struttura ossea naturale, permetterebbero l'adsorbimento nei pori delle BMP endogene provenienti dal circolo ematico e la conseguente colonizzazione cellulare.

14.1.5.4 Prodotti a base di polimeri

Tutti i polimeri presentano una facile maneggevolezza, buona biocompatibilità e soddisfacenti proprietà biomeccaniche.

I polimeri riassorbibili degradano e vengono sostituiti gradualmente da osso neoformato. I tempi di tale sostituzione sono tuttavia anche in rapporto a vari fattori quali la loro composizione chimica, il peso molecolare e la quantità di materiale utilizzata.

Quelli più frequentemente impiegati sono i copolimeri dell'acido polilattico (PLA) e poliglicolico (PLG). Si tratta di materiali sintetici, formati da un polimero di acido polilattico e poliglicolico in varia composizione percentuale. Il PLG degrada rapidamente (circa 2 mesi), il PLA, più idrofobo, permane più a lungo (anche 12 mesi). Quando sono in associazione tra loro come copolimeri, il tempo ed il grado di riassorbimento dipendono dal loro rapporto percentuale.

L'acido PLA/PLG, già utilizzato per la realizzazione dei fili da sutura, è biocompatibile, riassorbibile, non induce reazioni infiammatorie, è di facile manipolazione, è osteoconduttivo, ha un'azione favorente la rigenerazione di nuovo tessuto osseo. Esso viene degradato per idrolisi e il processo termina con la produzione di H_2O e CO_2 . I suoi tempi di riassorbimento risultano compatibili con i tempi di neoformazione ossea e viene completamente sostituito da osso trabecolare.

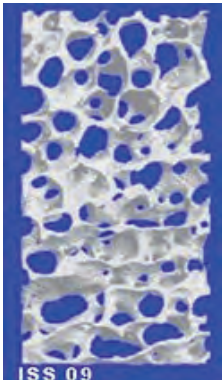
È disponibile in polvere, gel e spugne; i granuli e la polvere di acido polilattico e poliglicolico sono maggiormente osteoconduttivi della versione gel. Quest'ultimo viene attualmente usato in associazione ad altri materiali eterologhi a causa della sua azione aggregante che li rende più facilmente utilizzabili.

L'acido polilattico/acido poliglicolico risulta il materiale più riassorbibile tra i sostituti ossei sintetici.

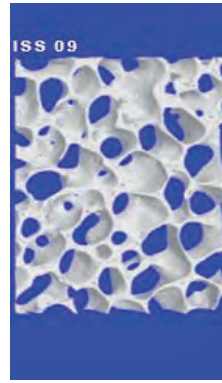
14.1.6 Fattori che influiscono sull'integrazione dell'innesto

Come già detto, i tempi di guarigione e integrazione di tutti i tipi di innesti sono fortemente influenzati da fattori quali il tipo di impianto, la geometria di superficie e la morfologia dei pori che favoriscono l'invasione dello scaffold da parte di cellule e vasi. I parametri da considerare per quanto riguarda i pori sono i seguenti.

- › Il loro **numero**: maggiore è il contenuto percentuale di pori, maggiore sarà la migrazione di cellule mesenchimali e osteoblasti nel sito ricevente.
- › La loro **grandezza**: pori di piccole dimensioni promuovono condizioni di ipossia e inducono un'ossificazione di tipo encondrale, mentre pori larghi risultando ben vascolarizzati, portano direttamente alla formazione di osso senza la previa costituzione di tessuto cartilagineo. Alcuni autori asseriscono che la grandezza minima dei pori al fine di garantire una buona crescita ossea è di $100\ \mu m$ circa, altri invece sostengono dimensioni maggiori, altri ancora, mettono in rapporto direttamente proporzionale l'entità della crescita ossea con l'entità della grandezza dei pori. Bisogna tuttavia considerare che innesti ossei dotati di pori di dimensioni troppo grandi risulteranno più deboli a causa della diminuzione di densità del materiale. Tale evenienza risulta certamente molto negativa, perché va a compromettere la funzione di sostegno dell'innesto, soprattutto nelle fasi iniziali del processo di integrazione, quando sostituisce il segmento osseo mancante. Le proprietà meccaniche dell'innesto quindi dipendono sia dall'architettura strutturale dell'innesto che dalla porosità e sebbene una più veloce crescita ossea sia favorita da una conformazione più porosa della struttura, un materiale più denso possiede migliori proprietà meccaniche. È necessario quindi stabilire un compromesso tra tutti questi aspetti per avere una prestazione ottimale dell'innesto che non può prescindere dalle proprietà meccaniche necessarie al sito che lo accoglie. Sarebbe sicuramente opportuna quindi una caratterizzazione degli innesti che definisca questi parametri in maniera dettagliata sia qualitativamente che quantitativamente.
- › La connessione tra i pori o **connettività**. È un altro fattore che sembra avere un peso notevole sull'integrazione dell'innesto e sulla neoformazione ossea, soprattutto nella fase iniziale. Un elevato grado di connessione favorisce la crescita ossea in quanto facilita il trofismo, favorendo il passaggio delle cellule osteogeniche e dei nutrienti che entrano nei pori dell'innesto. Nell'osso di origine animale, le connessioni sono date dai canalicoli che collegano le lacune degli osteociti e che in vivo contengono i loro prolungamenti citoplasmatici. Alcuni autori attribuiscono, ai fini dell'osteointegrazione e dell'entità dell'osteogenesi, una mag-



FIGG. 1 Osso omologo.



FIGG. 2 Osso eterologo.



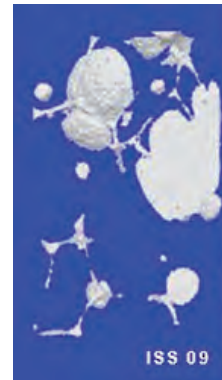
FIGG. 1-4 Ricostruzioni tridimensionali di campioni dei diversi innesti ossei e ricostruzione in negativo (a destra in ogni figura) per la visualizzazione delle interconnessioni fra i pori. È evidente come la maggior porosità sia mostrata dall'osso omologo (75,5%) ed eterologo (75%) seguiti dal calcio fosfato (55,2%) ed infine dal tricalciofosfato (15%).



FIGG. 3 Fosfato di calcio.



FIGG. 4 Fosfato tricalcico.



Si ringraziano l'Istituto Superiore di Sanità e la dottoressa Rosella Bedini per aver concesso la pubblicazione delle figure.

giore importanza alla presenza di pori interconnessi piuttosto che alla grandezza dei pori stessi. È stata utilizzata la tecnica microtomografica per studiare le caratteristiche morfologiche di campioni di materiali da innesto omologo, eterologo e alloplastico. Tale tecnica molto innovativa, in quanto consente osservazioni microstrutturali tridimensionali di piccoli oggetti in maniera non distruttiva e senza provocare alcuna modificazione dei campioni, ha permesso di evidenziare la loro diversa morfologia strutturale, porosità e connettività. A queste caratteristiche morfologiche, ben evidenti nelle figure 1-4, corrisponde una diversità di comportamento dell'innesto.

14.1.7 Scelta del biomateriale

Da quanto detto fino a ora, emerge che la scelta dei biomateriali debba essere rapportata all'obiettivo terapeutico. Se per esempio si vuole ristabilire l'integrità dell'osso parodontale o perimplantare, sarà preferibile ricorrere a materiali facilmente degradabili che vengano gradualmente sostituiti da osso neoformato, eventualmente mescolati ad osso autologo. Se invece è necessario mantenere il volume di tessuto osseo, è preferibile utilizzare un biomateriale non riassorbibile o che si riassorba lentamente, in

modo da garantire anche un buon risultato estetico al nostro intervento.

In conclusione, nelle situazioni cliniche in cui l'operatore necessita di uno scaffold leggero e biodegradabile, come dopo un'estrazione dentaria o in caso di impianto postestrattivo immediato o differito, è maggiormente indicato l'uso di biomateriali con grado di riassorbimento rapido come il CaS o l'acido polilattico/poliglicolico. Se invece è necessario uno scaffold che costituisca un supporto reale all'innesto osseo, come per esempio nel grande rialzo del seno mascellare, possono essere indicati biomateriali con un processo di riassorbimento lungo, come l'osso bovino o suino e l'idrossiapatite.

Da quanto sopra illustrato si evidenzia che i biomateriali sono da considerare ormai un insostituibile ed affidabile ausilio per la riparazione di danni a carico delle ossa mascellari, ma le prospettive future, offerte dall'ingegneria tissutale, sono altrettanto incoraggianti e stimolanti.

14.1.8 Biomateriali osteoinduttivi: prospettive future

I biomateriali osteoinduttivi rappresentano un capitolo dell'ingegneria tissutale che, come abbiamo

già detto, si occupa della rigenerazione di tessuti ed organi. I processi di guarigione fisiologici, infatti, spesso portano alla semplice riparazione del danno ma non alla rigenerazione dell'organo o del tessuto lesa. Ciò può comportare il mancato recupero delle proprietà e delle funzioni fisiologiche. In particolare l'ingegneria tissutale ossea studia i biomateriali osteoinduttivi capaci cioè di indurre formazione ossea spontanea mediante il processo di osteoinduzione, anche in tessuti diversi dall'osso.

Gli studi di M.R. Urist hanno evidenziato come la matrice ossea devitalizzata e demineralizzata impiantata in una sede diversa dall'osso sia in grado di produrre osso, dimostrando che il segnale osteoinduttivo risiede nella componente solubile, ma necessita di un carrier appropriato che ne promuova l'attività osteoinduttiva. Sono quindi necessari tre elementi:

- un segnale osteoinduttivo rappresentato dai GF e dalle BMP che regolano sia la differenziazione in vivo di cartilagine e osso che la proliferazione e differenziazione cellulare;
- un substrato insolubile che funzioni da supporto (scaffold) per la crescita di nuovo osso e che sia in grado di contenere e trasportare (carrier) un fattore osteoinduttivo (BGF- BMP) che libererà nei tempi e nel quantitativo opportuno, lasciando poi il posto, in seguito alla sua degradazione e riassorbimento, all'osso neoformato;
- una moltitudine di cellule indifferenziate capaci di differenziarsi in cellule ossee.

Le prospettive dell'ingegneria tissutale riguardano pertanto le strategie per veicolare GF e BMP nel sito del difetto osseo.

Le modalità prospettate sono varie e si basano:

- sulla produzione di biomateriali osteoinduttivi capaci di rilasciare selettivamente BMP e BGF di sintesi. L'incorporazione di tali fattori e/o di componenti cellulari esogeni in biomateriali avviene mediante manipolazione della geometria del substrato che funziona da carrier;
- sull'uso di biomateriali cosiddetti "intelligenti" che, posizionati localmente, avrebbero la capacità di "sequestrare" spontaneamente i fattori di crescita endogeni normalmente circolanti nel sangue, facendoli concentrare in quel determinato distretto dove è richiesta la loro azione;
- sulla realizzazione (strategia ancora più avveniristica) di un sistema di rilascio dei fattori di crescita GF su base genetica, veicolando il gene che codifica il fattore di crescita nel sito della perdita ossea, dove comincerà a produrre in maniera endogena, la proteina specifica.

L'attuazione dei sopramenzionati programmi e la loro applicazione sull'uomo comporterebbe, in un futuro che si prospetta assai vicino, la nascita di una nuova era in odontoiatria, segnata dalla possibilità non solo di migliorare, ma addirittura di determinare i processi di guarigione e di rigenerazione dei tessuti.

14.2 Materiali e tecnologie per l'ingegneria dei tessuti cranio-facciali

14.2.1 Cellule staminali, fattori di crescita e scaffold

L'ingegneria dei tessuti è un campo interdisciplinare che applica i principi dell'ingegneria e delle scienze della vita allo sviluppo di sostituti biologici per ristabilire, mantenere o migliorare la funzione di un tessuto o un intero organo.

La rigenerazione di tessuti o interi organi, oggi strettamente connessa alle cellule staminali, è sicuramente un traguardo molto ambito dalla ricerca moderna, ma non rappresenta un'idea nuova. Il mito di Prometeo, infatti, è il primo e più antico esempio di rigenerazione tissutale: incatenato al monte Caucaso, tutti i giorni un'aquila gli divorava il fegato che ogni volta si rigenerava completamente. Emblematicamente, nella figura del Titano, punito per aver dato il fuoco agli uomini segnando l'avvento della civiltà, si compendia l'inizio e il traguardo del progresso umano. Non deve, pertanto, sorprendere l'interesse nei confronti delle nuove possibilità di cura che la ricerca sulle cellule staminali prospetta. L'approccio tipico dell'ingegneria dei tessuti risulta promettente anche per quanto riguarda la rigenerazione di strutture cranio-facciali interessate da anomalie congenite, traumi o malattie (fig. 5).

Diverse strutture cranio-facciali (condilo mandibolare, calvaria eccetera) sono già state ingegnerizzate utilizzando approcci che coinvolgono cellule staminali mesenchimali, fattori di crescita e/o terapia genica. L'attuazione di questo progetto richiede però l'integrazione di tre elementi chiave (fig. 6) rappresentati rispettivamente dalle cellule staminali, dagli scaffold e dai segnali morfogenetici induttivi (fig. 6).

Le cellule staminali sono altamente indifferenziate e capaci di dividersi in maniera asimmetrica dando luogo ad una cellula identica alla cellula madre e ad un precursore che va incontro a differenziazione. Pertanto, sono due le caratteristiche fondamentali che le contraddistinguono: la capacità di automantenersi e autorinnovarsi e quella di dare origine a uno o più fenotipi cellulari differenti. Esistono diversi tipi di cellule staminali: embrionali, fetali, adulte. Comunemente si è portati a credere che una cellula staminale sia tale poiché in grado di differenziarsi in un qualunque fenotipo cellulare. In realtà ciò non è corretto, in quanto non tutte le cellule staminali possiedono la stessa plasticità.

Da oltre un secolo è stato dimostrato che le cellule dei primissimi stadi dello sviluppo embrionale sono totipotenti, avendo la capacità di dare origine ad un intero organismo. Anche le cellule staminali embrionali (ESC), derivate dalla massa interna della blastocisti, sono in grado di dare origine a tutti i tessuti, ma non alle cellule trofoectodermiche; pertanto sono definite cellule pluripotenti. Queste cellule, in virtù del loro potenziale differenziativo, potrebbero costituire una risorsa fondamentale per l'ingegneria dei tessuti. Le cellule staminali embrionali, esposte agli opportuni fattori di

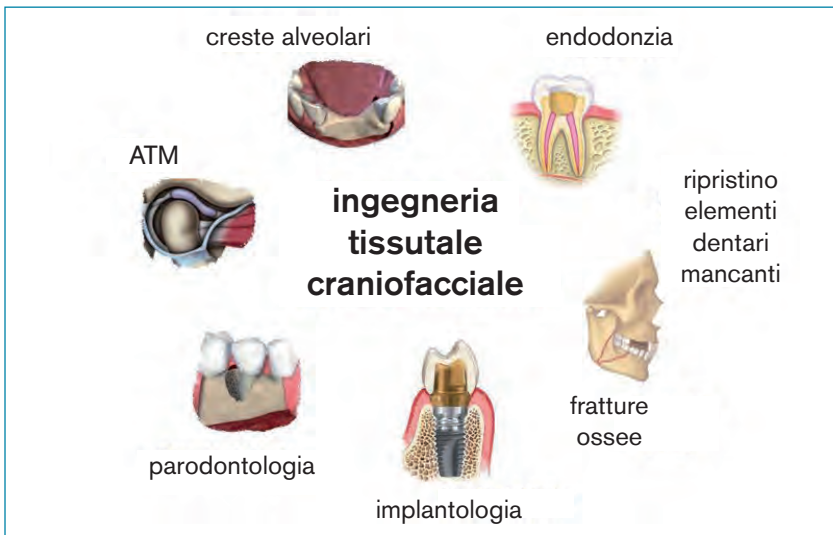


FIG. 5 Campi di applicazione dell'ingegneria dei tessuti in ambito cranio-facciale.

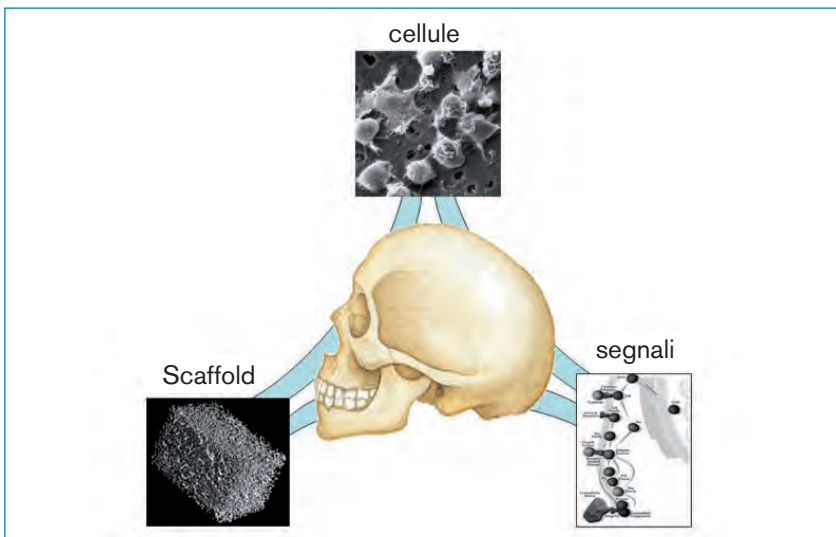


FIG. 6 L'ingegneria dei tessuti cranio-facciali può avvalersi di numerose strategie che possono combinare l'utilizzo delle cellule staminali con appropriati scaffold e proteine morfogenetiche.

crescita e morfogenetici, potrebbero essere utilizzate per formare organi da trapiantare, oppure potrebbero essere impiantate direttamente nelle sedi del danno. Ovviamente l'utilizzo delle cellule embrionali per la ricerca e per finalità terapeutiche pone dei seri problemi etici. Inoltre, è stato evidenziato che colture di cellule embrionali possono includere cellule tumorali, che possono poi proliferare in maniera indesiderata.

I problemi legati all'utilizzo delle cellule staminali embrionali hanno stimolato la ricerca sulle cellule staminali adulte che, nonostante la minore plasticità, indotte a differenziare, possono generare anche fenotipi cellulari diversi da quelli del tessuto di origine.

Le prime cellule staminali adulte sono state isolate dal midollo osseo negli anni '60; erano le cellule staminali emopoietiche (HSCs), che storicamente sono state quelle maggiormente studiate, e quelle stromali (BMSCs). Da allora, cellule staminali adulte sono state isolate da numerosi altri tessuti oltre al midollo osseo: sistema nervoso, epidermide, tessuto muscolare, tessuto adiposo, tendini, cartilagine articolare, milza, timo e pancreas.

In particolare è stata dimostrata la presenza di cellule staminali anche nel tessuto pulpare del dente permanente (DPSCs), deciduo (SHEDS), nel legamento parodontale (PDLSCS) e nel follicolo dentario.

La scelta delle cellule appropriate che possano proliferare, differenziarsi e "costruire" i tessuti è una delle maggiori sfide dell'ingegneria tissutale in ambito cranio-facciale. D'altra parte, è di fondamentale importanza anche la comprensione dei meccanismi che inducono la differenziazione nella direzione voluta. I segnali coinvolti nel controllo dello sviluppo dentario e osseo appartengono principalmente alle famiglie Trasforming Growth Factor- β (TGF β), Fibroblast Growth Factor (FGF), Hedgehog, e Wntless (Wnt). Queste proteine sono piccole molecole, chiamate fattori di crescita o morfogenetici, che sono secrete e vanno a legarsi a recettori presenti sulla membrana cellulare. Essi rappresentano il mezzo con cui le cellule si scambiano le informazioni che guidano la morfogenesi e la formazione dei tessuti e degli organi. Tra questi, le Bone Morphogenetic Protein (BMP) rappresentano un'opportunità

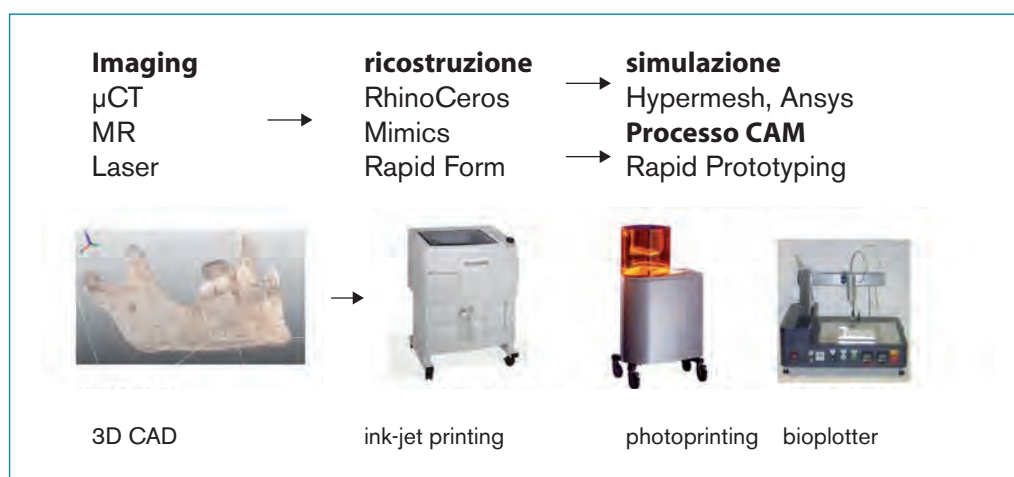


FIG. 7 Tipico ciclo di reverse engineering: acquisizione e analisi delle immagini relative ad un difetto tissutale, ricostruzione CAD 3D e riproduzione fisica mediante tecnologie di rapid prototyping.

promettente per l'utilizzo in ortopedia, parodontologia ed endodonzia, poiché sono in grado di indurre la differenziazione in osteoblasti e condrociti, ma anche in odontoblasti e cementoblasti.

Infine, la scelta di uno scaffold rappresenta il terzo elemento chiave per il successo della rigenerazione dei tessuti poiché, oltre a fornire un supporto adeguato per la proliferazione cellulare e l'espressione del fenotipo, deve garantire biocompatibilità, biodegradabilità controllata, trasporto opportuno di ossigeno e nutrienti, forma e proprietà meccaniche adeguate. A tale proposito, la progettazione di scaffold in grado di guidare il processo di rigenerazione di tessuti rappresenta nel caso di strutture cranio-facciali sicuramente una sfida interessante.

Soddisfare contemporaneamente i requisiti succitati pone una serie di problematiche esaltanti nell'ambito della progettazione di scaffold per l'ingegneria dei tessuti. Uno scaffold in grado di favorire proliferazione e differenziamento cellulare e di rilasciare eventualmente fattori di crescita deve presentare un'elevata porosità; dall'altro lato, però, una struttura che debba temporaneamente fungere da supporto meccanico dovrebbe essere non porosa o, comunque, presentare una porosità minima. Un aspetto fondamentale consiste proprio nel combinare opportunamente i criteri di progettazione in maniera tale da ottenere scaffold che riproducano la complessa forma 3D del difetto anatomico, abbastanza porosi da favorire le attività cellulari e consentire un eventuale rilascio di fattori di crescita e dotati di un'elevata resistenza meccanica a lungo termine per sostenere i carichi fino alla formazione del nuovo tessuto. Un approccio tipico nell'ambito della progettazione coinvolge in primis la capacità di riprodurre con precisione la forma del difetto anatomico e, successivamente, la realizzazione di scaffold 3D porosi caratterizzati da una specifica architettura interna, creando un giusto compromesso tra proprietà meccaniche adeguate e porosità. La figura 7 riporta un tipico ciclo di ingegneria inversa (*reverse engineering*) che, a partire da una visualizzazione per immagini (*imaging*) del difetto tis-

sutale e passando attraverso il modello CAD (Computer Aided Design) 3D, riproduce virtualmente e fisicamente la specifica situazione clinica mediante tecnologie di prototipazione rapida (*rapid prototyping*).

Negli anni sono state sviluppate differenti tecniche per la realizzazione di scaffold porosi tridimensionali. In particolare, l'introduzione del *rapid prototyping* in ambito biomedico ha consentito di suddividere le tecniche di preparazione degli scaffold in due grandi categorie: convenzionali ed avanzate. L'architettura interna degli scaffold, la dimensione e l'interconnessione dei pori risultano di fondamentale importanza per quanto riguarda le proprietà meccaniche *in vivo*, influenzando il grado ed il "percorso" della rigenerazione dei tessuti. Utilizzando le tecniche convenzionali, risulta molto difficile controllare l'architettura interna e l'interconnessione dei pori. Inoltre, per ottenere scaffold *custom-made* mediante le tecniche convenzionali bisogna, comunque, ricorrere all'utilizzo di stampi opportunamente sagomati. Le tecniche di *rapid prototyping* consentono, invece, di ottenere scaffold *custom-made* a "morfologia controllata", caratterizzati, cioè, da una specifica architettura interna e pori di forma e dimensioni opportune, migliorando notevolmente il trasporto di ossigeno e nutrienti, favorendo l'attività cellulare. La figura 8 mostra schematicamente i processi di rapid prototyping mediante le tecniche ink-jet e photo-printing.

Nelle pagine che seguono si cercherà, dunque, di sintetizzare le attuali conoscenze relative all'ingegneria dei tessuti cranio-facciali, ma soprattutto di identificare nuove sfide in tale campo e di esaminare le strategie necessarie per realizzare scaffold 3D multifunzionali.

La possibilità di progettare e realizzare scaffold *custom-made* integrando differenti tecniche, come quelle relative all'acquisizione delle immagini, la modellazione 3D ed il *rapid prototyping*, verrà ampiamente discussa, a partire dalla relazione proprietà-struttura dei tessuti in esame e da un'adeguata scelta dei materiali da utilizzare.

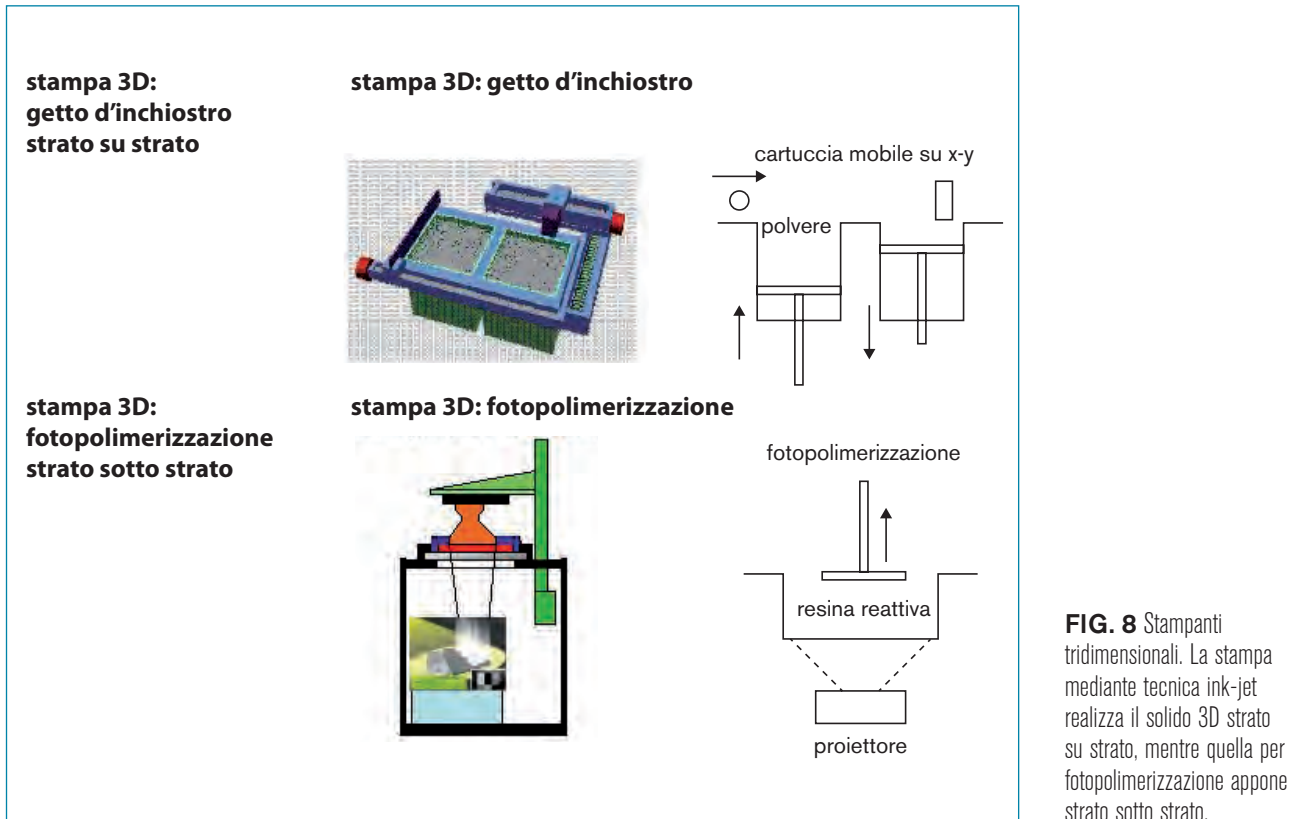


FIG. 8 Stampanti tridimensionali. La stampa mediante tecnica ink-jet realizza il solido 3D strato su strato, mentre quella per fotopolimerizzazione appone strato sotto strato.

14.2.2 Materiali utilizzati per la realizzazione di scaffold per l'ingegneria dei tessuti: criteri di selezione

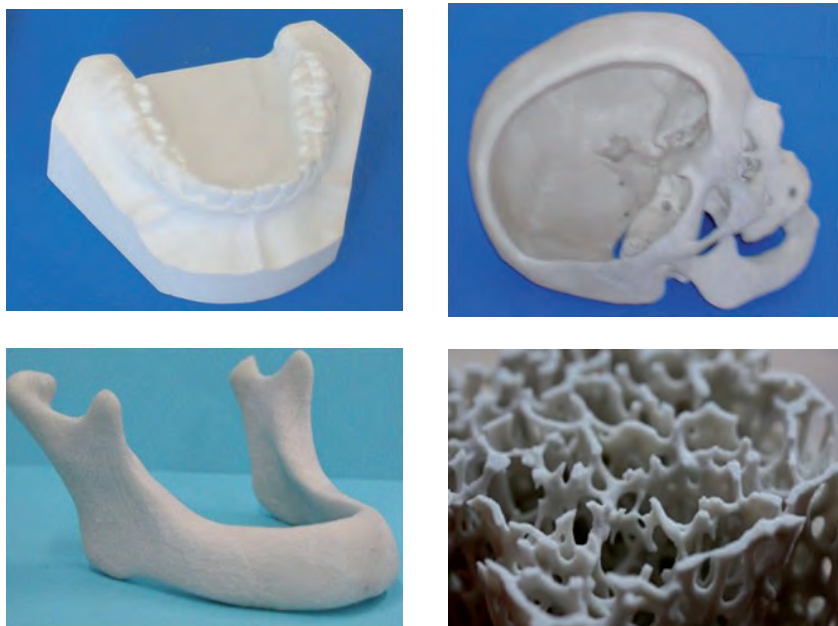
Poiché lo scaffold rappresenta un elemento chiave dell'ingegneria dei tessuti, esso dovrebbe possedere una serie di proprietà chimiche, biochimiche e biofisiche in grado di controllare e promuovere eventi specifici a livello cellulare e tissutale.

Queste strutture porose sono realizzate utilizzando sia metodi "convenzionali" (gas foaming, solvent casting/particulate leaching, phase separation, melt molding, freeze drying, solution casting ed emulsion freeze drying), sia tecniche di rapid prototyping.

Negli anni sono stati presi in considerazione differenti tipologie di materiali, naturali, sintetici, semi-sintetici e ibridi, per realizzare scaffold. Per quanto riguarda la rigenerazione del tessuto osseo, ad esempio, sono stati considerati materiali ceramici naturali e sintetici, come idrossiapatite (HA) e tricalciofosfato. Questi materiali ceramici sono simili come struttura alla componente inorganica dell'osso naturale, e possiedono proprietà osteoconduttive. Tuttavia, tali materiali risultano essere molto fragili e non riescono a riprodurre completamente le proprietà meccaniche dell'osso. Inoltre, scaffold ceramici non sono adatti nemmeno per la rigenerazione di tessuti molli, a causa della loro rigidità e scarsa deformabilità. I polimeri naturali e sintetici rappresentano, invece, un'alternativa interessante e versatile per applicazioni relative all'ingegneria dei tessuti. In tale ambito, collagene, alginato, agarosio, chiosano, fibrina e acido

ialuronico rappresentano i polimeri naturali utilizzati. Differentemente dai naturali, quelli sintetici presentano vantaggi come una maggiore flessibilità e capacità di essere processati in diverse forme e dimensioni. Le proprietà chimico-fisiche di tali polimeri possono essere facilmente modificate, il loro comportamento meccanico e la loro velocità di degradazione possono essere opportunamente modulati variando, ad esempio, la struttura della macromolecola. Inoltre, incorporando gruppi funzionali e catene laterali, essi possono essere anche bioattivati con specifiche molecole. Tra i polimeri sintetici, i poliesteri alifatici come l'acido poliglicolico (PGA), l'acido polilattico (PLA), l'acido poli(lattico-co-glicolico) (PLGA) ed il policaprolattone (PCL) sono tra quelli più utilizzati per la realizzazione di scaffold. I prodotti ottenuti dalla degradazione di questi polimeri sono eliminati per via metabolica. Tra i poliesteri alifatici menzionati, il PCL è ampiamente utilizzato per rigenerazione dei tessuti, grazie proprio alle sue interessanti proprietà di biocompatibilità e degradazione. Il PCL può essere degradato da microrganismi, oppure in seguito ad un meccanismo di idrolisi in condizioni fisiologiche. Il suo processo di degradazione è piuttosto lungo, garantendo, quindi, il necessario supporto strutturale al tessuto in via di formazione.

Inizialmente, gli scaffold per l'ingegneria dei tessuti venivano realizzati utilizzando materiali polimerici o ceramici. Tuttavia, come affermato in precedenza, gli scaffold polimerici risultavano troppo flessibili e, quindi, non adatti ad applicazioni relative alla rigenerazione dei tessuti duri, mentre quelli ceramici troppo fragili.



FIGG. 9 Modelli e scaffold ottenuti mediante stampa 3D ink-jet. Il materiale è costituito da polvere di mais dispersa in una matrice di PVA.

Di conseguenza, negli anni l'attenzione è stata principalmente focalizzata sulla progettazione di materiali compositi costituiti da una matrice polimerica rinforzata con fibre o con particelle (filler).

L'espressione "materiale composito" si riferisce generalmente alla combinazione di due o più materiali, che differiscono in termini di composizione o morfologia, al fine di ottenere specifiche proprietà chimiche, fisiche e meccaniche. Generalmente, un materiale composito presenta una "combinazione" delle migliori proprietà dei suoi costituenti, e molto spesso interessanti caratteristiche che i singoli componenti non mostrano. La figura 9 mostra la stampa 3D mediante la tecnica ink-jet di modelli e scaffold. Il materiale è costituito da polvere di mais dispersa in una matrice di PVA.

La matrice polimerica e la sua interazione con la fase di rinforzo, quest'ultima sotto forma di fibre (continue o discontinue) oppure di micro e nanoparticelle, rappresentano un fattore cruciale da cui dipende la performance del composito. Per tale motivo, i materiali compositi presentano migliori performance meccaniche rispetto ai materiali polimerici, nonché una maggiore flessibilità ed integrità strutturale rispetto ai ceramici. Questo suggerisce che combinando opportunamente materiali polimerici e ceramici, risulta possibile ottenere scaffold in materiale composito, bioattivi e a degradazione controllata. Infatti, il concetto di materiale composito, emerso come potenziale strumento per progettare device (dispositivi) con elevate performance meccaniche in diversi settori, è stato rapidamente esteso all'ingegneria dei tessuti, allo scopo di realizzare scaffold multifunzionali.

I materiali polimerici sono, quindi, generalmente utilizzati per ottenere scaffold 3D per l'ingegneria dei tessuti molli, mentre polimeri rinforzati con filler inorganici (ad esempio, HA e/o fosfati di calcio) sono stati ampiamente studiati per la rigenerazione dei tessuti duri.

Allo scopo di progettare scaffold 3D avanzati per la rigenerazione di tessuti molli e duri, l'attenzione deve essere focalizzata da un lato sulla possibilità di promuovere l'interazione cellula-materiale, sfruttando le proprietà degli strati superficiali, cioè il contributo sinergico della "chimica del materiale" e della topografia superficiale, dall'altro sull'architettura interna, la forma e la dimensione dei pori, che determinano le performance meccaniche e le proprietà di trasporto.

14.2.3 Proprietà dei tessuti cranio-facciali: anisotropia e dipendenza dal sito anatomico

Tutti i requisiti da soddisfare per la realizzazione di uno scaffold per l'ingegneria dei tessuti cranio-facciali sono complessi. Inoltre, anche se la definizione della geometria esterna dello scaffold può essere ottenuta dalla combinazione di un'adeguata analisi delle immagini e dell'esperienza clinica, i requisiti relativi alla rigenerazione e alla capacità di sostenere il carico da parte dello scaffold risultano difficili da definire. Ad esempio, per tali strutture il target desiderato circa la loro capacità di "load bearing" non è stato sperimentalmente determinato ed è molto probabile che differisca passando da un sito anatomico all'altro. Una misura di tale capacità di sostenere il carico può essere sicuramente rappresentata dalla valutazione delle proprietà meccaniche del tessuto cranio-facciale nativo. Secondo quanto emerge dalla letteratura, le proprietà meccaniche di uno scaffold dovrebbero essere equivalenti a quelle del tessuto nativo o almeno avvicinarsi ad un valore minimo di soglia ottenuto per lo specifico tessuto in questione, che risulta, comunque, molto complesso da valutare. Per quanto riguarda le ossa cranio-facciali, sono state ottenute proprietà elastiche che rientrano in un ampio

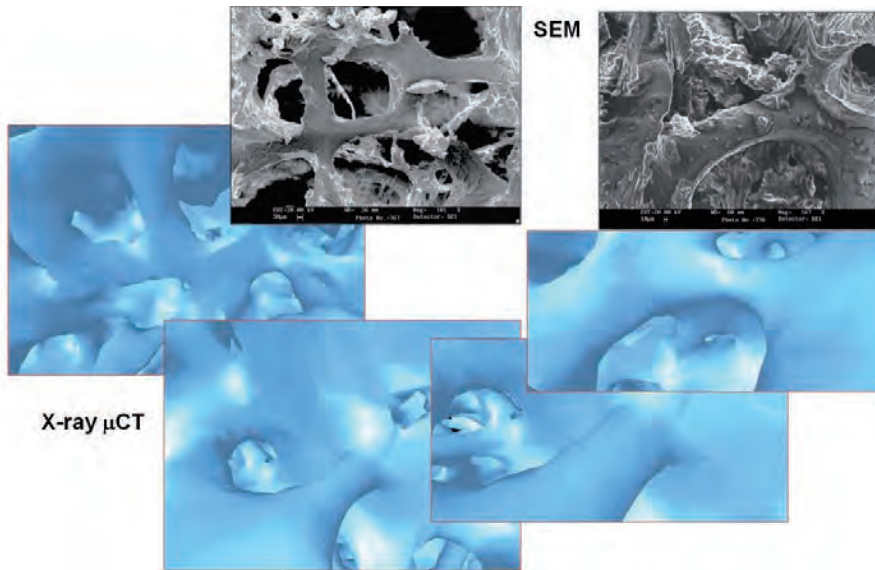


FIG. 10 Architettura dell'osso trabecolare. Imaging tramite tecnica distruttiva (SEM) e non distruttiva (μ -CT).

range, in funzione della specie, dell'età e del sito anatomico analizzato. Considerando anche l'anisotropia del tessuto, il modulo elastico dell'osso corticale della mandibola umana varia da 11000 a 30000 MPa. Analogamente, nell'osso trabecolare della mandibola umana il modulo elastico varia da 120 a 450 MPa relativamente al condilo mandibolare, e da 114 a 910 MPa partendo dalla linea media fino al ramo mandibolare. La figura 10 riporta l'architettura dell'osso trabecolare mandibolare mostrata tramite tecniche di imaging distruttive (microscopia elettronica a scansione, SEM) e non distruttive (microtomografia a raggi X, X-ray μ -CT).

Ovviamente, i tessuti molli sono molto più cedevoli rispetto all'osso, ma anche le loro proprietà variano con la direzione e con il sito anatomico considerati. A tale proposito, uno dei tessuti cartilaginei più studiati è quello dell'articolazione temporo-mandibolare. In particolare, risultati ottenuti da test di compressione effettuati su campioni di disco dell'articolazione temporo-mandibolare umana hanno mostrato un modulo a compressione variabile da 1.8 a 60 MPa. Per quanto riguarda, invece, le proprietà meccaniche del tessuto fibrocartilagineo in prossimità del condilo mandibolare si conosce poco. Al riguardo, Hu et al. hanno sperimentalmente valutato un modulo elastico variabile da 0.9 a 2.5 MPa, in funzione del sito anatomico, attraverso prove condotte su conigli maturi, mentre un range più ristretto di valori (0.9-1.2 MPa) è stato ottenuto da test effettuati sempre su conigli (sette giorni di vita).

In definitiva, i tessuti cartilaginei mostrano valori del modulo elastico variabili da 0.9 a 60 MPa. Tuttavia, le misure condotte al fine di valutare le proprietà elastiche, sebbene complesse, semplificano notevolmente quello che è il vero comportamento poroelastico dei tessuti cartilaginei. Considerando la capacità di sostenere carichi e di fungere da supporto meccanico, gli scaffold progettati per la rigenerazione del tessuto osseo dovrebbero, quindi, possedere moduli elastici che ricadono nel range 100 – 30000 MPa, mentre quelli finalizzati alla rige-

nerazione dei tessuti cartilaginei dovrebbero presentare valori del modulo variabili da 0.9 a 60 MPa.

Un numero elevato di approcci sono stati considerati circa l'ingegneria dei tessuti cranio-facciali, combinando scaffold e biofattori. Tali approcci hanno visto la progettazione e la realizzazione di scaffold a matrice polimerica, utilizzando tecniche tradizionali di preparazione, tra cui salt leaching o gas foaming. Comunque, il tessuto rigenerato è stato raramente esaminato per quanto concerne il suo comportamento meccanico, e scaffold con adeguate proprietà meccaniche non sono ancora stati utilizzati nell'ambito dei tessuti cranio-facciali.

A conclusione di quanto detto, risulta estremamente interessante presentare un approccio relativo all'ingegneria dei tessuti cranio-facciali ed, in particolare, alla progettazione di scaffold avanzati. Tale approccio include l'analisi delle immagini ed un metodo di progettazione computazionale che consentono di disegnare qualsiasi forma anatomica 3D complessa e di incorporare processi di ottimizzazione per ottenere un adeguato compromesso tra performance meccaniche e di trasporto.

14.2.4 Criteri di progettazione: combinare performance meccaniche e proprietà di trasporto

I criteri utilizzati nell'ambito della progettazione di scaffold per l'ingegneria dei tessuti devono sicuramente tenere conto della possibilità di realizzare strutture gerarchiche porose con specifiche performance meccaniche e proprietà di trasporto di massa (permeabilità e diffusione), e di poter produrre strutture 3D caratterizzate da forme anatomiche complesse.

Le proprietà di trasporto richieste per favorire il flusso di nutrienti per le cellule, la presenza di canali per la migrazione cellulare e gli aspetti superficiali per favorire l'adesione cellulare risultano sicuramente fonda-

mentali nella progettazione di scaffold 3D porosi multifunzionali. La chimica di base dei materiali utilizzati e le tecnologie di processo determinano, ovviamente, le proprietà funzionali di uno scaffold e la sua interazione con le cellule.

Progettare uno scaffold multifunzionale significa essere capaci di prevedere a priori come l'architettura interna influenzerà le performance meccaniche e le proprietà di trasporto, cercando di ottenere un giusto compromesso tra i requisiti.

La valutazione della capacità di sostenere il carico e del rilascio di biofattori richiede specifiche misure quantitative, che risultano fondamentali nel caso di una progettazione computazionale. Solitamente, la rigidità (più precisamente il modulo elastico) può fornire una misura della capacità di sostenere il carico, mentre la porosità e la permeabilità una misura delle proprietà di trasporto, o, se si vuole, della capacità di rilasciare biofattori. Sebbene la porosità rappresenti un indice di quanto spazio sia disponibile per le cellule e altri biofattori, essa non fornisce alcuna indicazione circa l'interconnessione dei pori, che rappresenta, invece, un fattore chiave per il flusso di ossigeno e nutrienti per la rigenerazione del tessuto.

Associare le proprietà elastiche con le performance meccaniche e porosità/permeabilità con le proprietà di trasporto rappresenta soltanto il primo step della fase di progettazione. La fase successiva consiste nella capacità di computare il modulo, la porosità e la permeabilità effettivi dello scaffold, a partire dalla microstruttura proposta. La progettazione di una struttura porosa del genere ci suggerisce che è possibile modularne opportunamente le performance, ottenendo uno scaffold le cui proprietà variano teoricamente da un valore massimo, che è quello del materiale considerato privo di pori, fino a zero, così come previsto dalla teoria dei materiali compositi.

Un modo per progettare strutture gerarchiche ben definite consiste, sicuramente, nel creare delle vere e proprie librerie di "celle unitarie", entità matematiche 3D, con differenti scale fisiche, che possono essere successivamente assemblate per realizzare scaffold caratterizzati da diverse architetture, come illustrato nella figura 11. Tali librerie possono essere create a partire da analisi delle immagini, oppure utilizzando approcci che coinvolgono il disegno assistito da computer (CAD).

Un altro importante aspetto di cui tenere conto in fase di progettazione consiste nel fatto che, definiti il materiale da utilizzare ed il grado di porosità, due differenti architetture mostrano non solo una diversa rigidità, ma anche diversi valori di permeabilità. Tali considerazioni suggeriscono che, una volta stabilito il valore della porosità, variando semplicemente l'architettura della struttura è possibile modificare le proprietà meccaniche e la permeabilità dello scaffold. Aumentando la quantità di materiale presente nella struttura, le proprietà elastiche e le performance meccaniche migliorano, ma, contemporaneamente, decresce la permeabilità dello scaffold. Di conseguenza, la combinazione tra

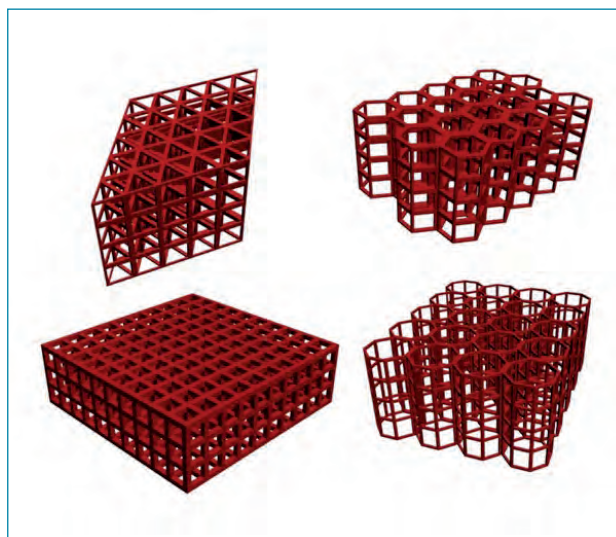


FIG. 11 Tipologie di scaffold caratterizzati da tipi diversi di cella unitaria.

materiale e disposizione spaziale dei pori determina le proprietà meccaniche di uno scaffold, mentre l'effettiva permeabilità è determinata soltanto dalla sistemazione 3D dei pori. Fissato un determinato valore di porosità, risulta, dunque, possibile modulare opportunamente la microstruttura al fine di ottenere diversi valori di rigidità e permeabilità effettive.

Il fatto che all'aumentare della porosità i valori del modulo elastico decrescano mentre quelli della permeabilità aumentino, e che entrambi siano influenzati dall'architettura dello scaffold, rende sicuramente complesso un percorso che tende ad ottimizzare entrambi i requisiti funzionali. Per tale motivo, risulta molto efficiente ricorrere ad un processo di ottimizzazione vero e proprio tramite un algoritmo matematico in grado di trovare il giusto compromesso. In un processo di ottimizzazione si cerca di minimizzare o massimizzare una funzione obiettivo, che può essere soggetta ad una serie di restrizioni. Nella progettazione di una specifica architettura, si può, ad esempio, procedere cercando di minimizzare la differenza tra il modulo di uno scaffold e quello dello specifico tessuto considerato, imponendo come vincolo che lo scaffold debba possedere un determinato valore di porosità per consentire adeguate proprietà di trasporto. Tenendo presente, quindi, i criteri di ottimizzazione topologica e di progettazione succitati, è possibile realizzare scaffold 3D porosi la cui permeabilità può essere massimizzata a vantaggio della migrazione cellulare e del trasporto di massa, e le cui proprietà meccaniche si avvicinano a quelle dei tessuti naturali molli o duri.

Lo step finale nell'ambito della progettazione di scaffold avanzati consiste nell'ideare una struttura caratterizzata, oltre che da specifiche proprietà elastiche, porosità e permeabilità, anche dalla complessa forma anatomica del difetto considerato. Tale stadio implica l'utilizzo di tecniche di analisi delle immagini a partire, ad esempio, da risultati ottenuti dalla tomografia computerizzata

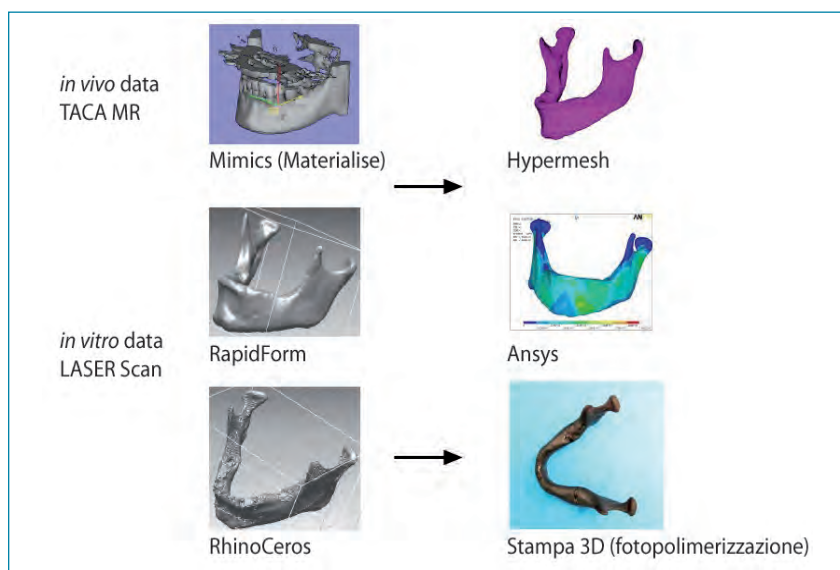


FIG. 12 Realizzazione di un modello di mandibola umana ottenuto mediante 3D photo-printing a partire da imaging attraverso scanner 3D. Attraverso opportuni software si ricava il CAD che verrà successivamente convertito in un file IGES oppure STL per eseguire, rispettivamente, la simulazione o la stampa 3D.

(TC) o dalla risonanza magnetica per immagini (MRI), che consentono di introdurre le informazioni relative alla forma del difetto direttamente nel processo di fabbricazione di uno scaffold (fig. 7).

14.2.5 Tecnologie di processo e di preparazione di scaffold custom-made

I criteri di selezione dei materiali e di progettazione evidenziati nei paragrafi precedenti mostrano come la flessibilità di progetto richieda, in realtà, la possibilità di poter utilizzare anche materiali con differenti proprietà. È necessario, dunque, un sofisticato processo di fabbricazione in grado realizzare strutture 3D complesse a partire da un ampio range di biomateriali disponibili. Le tecnologie di processo dei materiali polimerici o le tecniche tradizionali per la preparazione di scaffold non possono, ovviamente, essere utilizzate per riprodurre le strutture porose complesse ottenute da un processo di ottimizzazione topologica basato sull'analisi delle immagini. A tale proposito, l'introduzione del rapid prototyping in campo biomedico ha consentito di suddividere le tecniche di preparazione degli scaffold in due grandi categorie: tecniche tradizionali e tecniche "non convenzionali" o avanzate. Come abbiamo già accennato, alle prime appartengono quelle di fiber meshes/fiber bonding, gas foaming, solvent casting, phase separation, melt moulding, freeze drying, solution casting, emulsion freeze drying. Tuttavia, i metodi di preparazione tradizionali risultano limitati in termini di controllo dell'architettura interna e dell'interconnessione dei pori. Essi, infatti, non consentono un controllo stretto della dimensione e della geometria dei pori, della distribuzione spaziale di questi ultimi e della possibilità di "costruire" canali interni agli scaffold. In tal caso, risulta possibile ottenere scaffold custom-made soltanto ricorrendo all'utilizzo di stampi opportunamente sagomati

secondo determinate forme e dimensioni. Al contrario, il trasferimento della tecnologia nota come *Solid Free-form Fabrication* (SFF) o Rapid Prototyping all'ingegneria dei tessuti rappresenta, invece, la chiave per realizzare scaffold custom-made "a morfologia controllata", caratterizzati da un elevatissimo grado di riproducibilità, senza ricorrere all'impiego di stampi. Tale tecnologia consente di ottenere un maggiore controllo dell'architettura, migliorando il trasporto di ossigeno e nutrienti attraverso lo scaffold. Il termine SFF comprende un gruppo di tecnologie di realizzazione di device "layer by layer" (strato su strato) a partire da un disegno 3D dell'oggetto.

Esistono diverse varianti commerciali della tecnologia SFF che differiscono sostanzialmente per il modo in cui viene realizzato il modello 3D. Esse presentano numerosi tratti comuni, poiché tutte sono caratterizzate da un processo di base costituito da tre step: data input, preparazione dei file di dati e costruzione del modello. La figura 12 mostra la realizzazione di un modello di mandibola umana ottenuto mediante 3D photo-printing a partire da imaging attraverso scanner 3D. Mediante l'elaborazione e la ricostruzione virtuale attraverso opportuni software si ricava il modello CAD che verrà successivamente convertito in un file IGES o STL per eseguire, rispettivamente, la simulazione o la stampa 3D. In particolare, il processo comprende la realizzazione di un modello matematico usando software CAD. Alcune tecnologie SFF richiedono uno step aggiuntivo di post-processing per rimuovere i supporti temporanei o gli eccessi di materiale intrappolato all'interno degli spazi vuoti della struttura realizzata. Tuttavia, se un secondo tipo di "sorgente di dati" è rappresentato dai dati ottenuti dalla tomografia computerizzata (TC) o risonanza magnetica per immagini (MRI), le scansioni possono essere usate per creare un modello CAD specifico e, di conseguenza, uno scaffold caratterizzato da un'appropriata forma esterna richiesta per la rigenerazione di uno specifico tessuto.

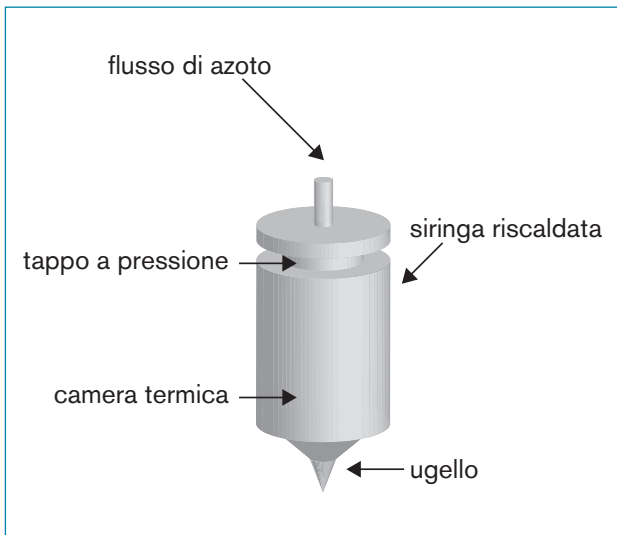


FIG. 13 Rappresentazione schematica degli elementi fondamentali del processo di iniezione/estrazione del materiale sotto forma di fibra, tipico della tecnica 3D fiber deposition.



FIG. 14 Ricostruzioni di uno scaffold di policaprolattone realizzato tramite tecnica 3D fiber deposition, ottenute a partire da microtomografia computerizzata, che evidenziano la specifica architettura interna.

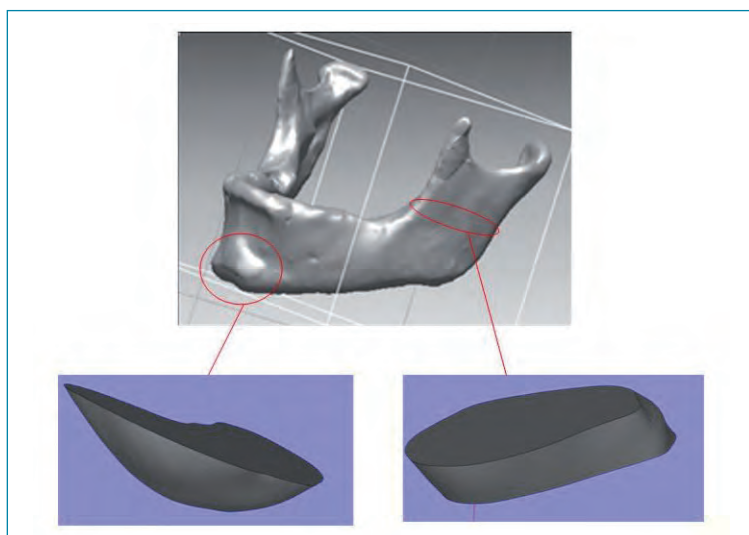
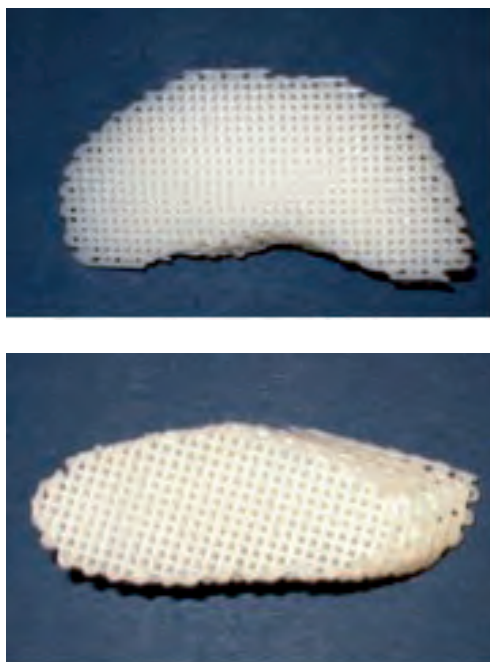


FIG. 15 Ricostruzione 3D ottenuta a partire da una scansione, integrando software dedicati come Rapidform e Materialise Magics: mandibola umana, sinfisi e una parte del ramo.

I sistemi di rapid prototyping commercialmente disponibili possono essere suddivisi in tre grandi categorie a seconda del modo in cui il materiale viene processato. La prima include sistemi basati sull'utilizzo del laser in grado di fotopolimerizzare un monomero liquido (stereolitografia) oppure di sinterizzare o fondere polveri (*selective laser sintering*). La seconda categoria include "stampanti" 3D, che depositano, ad esempio, un legante chimico su materiale in polvere. La terza è costituita, infine, da sistemi basati su iniezione/estrazione di materiale, processato termicamente o chimicamente, attraverso un ugello o un ago. Quest'ultima categoria include un plotter tridimensionale, noto come Bioplotter, sviluppato inizialmente da Landers et al. per ottenere scaffold a partire da idrogeli per la rigenerazione dei tessuti molli. In particolare, questo dispositivo consta di un dispenser dotato di una cartuccia metallica, la cui temperatura può essere opportunamente regolata tramite una resistenza, e posta sul braccio mobile del Bioplotter. Il processo di base consiste nella deposizione di un materiale fluido (liquido o pastoso), posizionato all'interno di una cartuccia, attraverso un ago sottilissimo mediante controllo della pressione, e nel suo successivo indurimento (fig. 13).

Il materiale può essere processato, quindi, sotto forma di fibra, in presenza di aria o di un liquido. Il Bioplotter rappresenta, dunque, l'elemento chiave della cosiddetta tecnica *3D fiber deposition*, che consente di ottenere scaffold a morfologia controllata, caratterizzati da forma e dimensioni specifiche e da un'interconnessione dei pori del 100% (fig. 14).

I parametri da cui dipende la dimensione complessiva dei pori sono il diametro delle fibre (connesso con il diametro interno dell'ago e/o con la velocità di deposizione), la spaziatura tra le fibre (*strand distance* o *fiber spacing*) e lo spessore di ciascuno strato (*layer thickness*). Una peculiarità della tecnica 3D fiber deposition consiste nella possibilità di processare un ampio range di materiali.



FIGG. 16 Scaffold compositi (PCL/HA) custom-made per la rigenerazione di difetti relativi a sinfisi e ramo mandibolare, ottenuti tramite tecnica di rapid prototyping.

Una volta completate le fasi legate all'ottimizzazione topologica dei pori, alla selezione/preparazione dei materiali, all'acquisizione delle immagini relative a forme anatomiche complesse ed alla loro ricostruzione 3D, che richiedono l'utilizzo di software appropriati, come, ad esempio, Rapidform, Materialise Mimics e Magics, è possibile realizzare scaffold custom-made mediante tecnica 3D fiber deposition.

Un esempio tipico di progettazione di scaffold custom-made integrando le diverse tecniche succitate ed utilizzando l'approccio del *reverse engineering*, a partire, dunque, da una scansione (TC o MRI), è di seguito riportato per la realizzazione di scaffold per la rigenerazione di difetti relativi alla sinfisi e al ramo mandibolare.

Dalla nuvola di punti ottenuta da una scansione effettuata su una mandibola umana, è possibile realizzare un modello 3D utilizzando software appropriati, in grado di creare le cosiddette curve NURBS (*Non Uniform Rational B-Spline*), che descrivono la complessa geometria della mandibola. Alcune zone della mandibola, come la sinfisi ed una parte del ramo mandibolare, possono essere successivamente isolate (fig. 15).

Una volta condotto il processo di ottimizzazione topologica circa l'architettura e la dimensione dei pori, selezionato/preparato opportunamente il materiale da utilizzare, si passa alla fase di preparazione di scaffold compositi (ad esempio PCL/HA) custom-made per la rigenerazione di difetti relativi alla sinfisi e al ramo mandibolare, utilizzando tecniche di rapid prototyping come la 3D fiber deposition (fig. 16).

14.2.6 Conclusioni e sviluppi futuri

Nelle pagine precedenti sono stati presentati criteri di selezione di materiali e di progettazione di scaffold avanzati che potrebbero essere utilizzati come approccio sistematico all'ingegneria dei tessuti cranio-facciali. Nell'ambito di tale approccio è stata evidenziata la possibilità di realizzare scaffold 3D custom-made contraddistinti da proprietà elastiche, permeabilità, porosità ed interconnessione tali da favorire la rigenerazione dei tessuti. Al riguardo è stato riportato un esempio di preparazione di scaffold custom-made in materiale composito policaprolattone/idrossiapatite per la rigenerazione di difetti relativi alla sinfisi e al ramo mandibolare. Progettare e preparare scaffold con una struttura interna rigorosamente controllata consente anche di condurre analisi più dettagliate circa l'influenza dell'architettura e del materiale sulla rigenerazione di uno specifico tessuto. Sebbene sia stata enfatizzata la capacità di poter controllare l'architettura degli scaffold, sarebbe opportuno comprendere se le loro proprietà meccaniche risultino effettivamente adeguate a sostenere i carichi in vivo.

A conclusione di quanto detto, bisogna, quindi, ricordare che, a valle di un percorso così complesso che prevede l'integrazione di modelli computazionali con analisi delle immagini, selezione/preparazione di materiali e tecniche di rapid prototyping, un'accurata caratterizzazione meccanica (statica e dinamica), effettuata *in itinere*, cioè durante il processo di degradazione, risulta di straordinaria importanza al fine di valutare le performance delle strutture a "morfologia controllata" realizzate, implementando ulteriormente la fase di progettazione.

Bibliografia

Paragrafo 14.1

- ▶ Armato U. Compendio di Istologia. Padova: Piccin Editore; 2002.
- ▶ Bauer TW, Muschler GF. Bone graft materials. An overview of the basic science. Clin Orthop Relat Res 2000 Feb;(371):10-27.
- ▶ Bedini R, Pecci R, Ioppolo P, Meleo D, Bianco A, Casti P. Proposta di valutazione microtomografica di alcuni sostituti ossei. Rapporti ISTISAN 09/10. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2009.
- ▶ Bell RB, Blakey GH, White RP, Hillebrand DG, Molina A. Staged reconstruction of the severely atrophic mandible with autogenous bone graft and endosteal implants. J Oral Maxillofac Surg 2002 Oct;60(10):1135-41.
- ▶ Borrelli J Jr, Prickett WD, Ricci WM. Treatment of nonunions and osseous defects with bone graft and calcium sulfate. Clin Orthop Relat Res 2003 Jun;(411):245-54
- ▶ Bostrom MP. Expression of bone morphogenetic proteins in fracture healing. Clin Orthop Relat Res. 1998 Oct;(355 Suppl):S116-23.
- ▶ Buser D, Hoffmann B, Bernard JP, Lussi A, Mettler D, Schenk RK. Evaluation of filling materials in membrane-protected bone defects. A comparative histomorphometric study in the mandible of miniature pigs. Clin Oral Implants Res 1998 Jun;9(3):137-50.
- ▶ Cima LG, Vacanti JP, Vacanti C, Ingber D, Mooney D, Langer R. Tissue engineering by cell transplantation using degradable polymer substrates. J Biomech Eng 1991 May;113(2):143-51.

- Costantino PD, Friedman CD. Synthetic bone graft substitutes. *Otolaryngol Clin North Am* 1994 Oct;27(5):1037-74.
- Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. 2nd Edition. Boca Raton: CRC Press; 2001.
- Daculsi G, Passuti N. Effect of the macroporosity for osseous substitution of calcium phosphate ceramics. *Biomaterials* 1990 Jul;11:86-7.
- Degidi M, Artese L, Rubini C, Perrotti V, Iezzi G, Piattelli A. Microvessel density and vascular endothelial growth factor expression in sinus augmentation using Bio-Oss. *Oral Dis* 2006 Sep;12(5):469-75.
- den Boer FC, Wippermann BW, Blokhuis TJ, Patka P, Bakker FC, Haarman HJ. Healing of segmental bone defects with granular porous hydroxyapatite augmented with recombinant human osteogenic protein-1 or autologous bone marrow. *J Orthop Res* 2003 May;21(3):521-8.
- Di Iorio D, Traini T, Degidi M, Caputi S, Neugebauer J, Piattelli A. Quantitative evaluation of the fibrin clot extension on different implant surfaces: an in vitro study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005 Jul;74(1):636-42.
- Di Stefano DA, Cazzaniga A. *Chirurgia ossea ricostruttiva pre e perimplantare*. Milano: Elsevier Masson; 2008.
- Di Stefano DA, Artese L, Iezzi G, Piattelli A, Pagnutti S, Piccirilli M, Perrotti V. Alveolar ridge regeneration with equine spongy bone: a clinical, histological, and immunohistochemical case series. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009 Jun;11(2):90-100.
- Egli PS, Müller W, Schenk RK. Porous hydroxyapatite and tricalcium phosphate cylinders with two different pore size ranges implanted in the cancellous bone of rabbits. A comparative histomorphometric and histologic study of bony ingrowth and implant substitution. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Jul;(232):127-38.
- Evans CH, Robbins PD. Possible orthopaedic applications of gene therapy. *J Bone Joint Surg Am* 1995 Jul;77(7):1103-14.
- Farrington M, Matthews I, Foreman J, Caffrey E. Bone graft contamination from a water de-ionizer during processing in a bone bank. *J Hosp Infect* 1996 Jan;32(1):61-4.
- Gauthier O, Bouler JM, Aguado E, Pilet P, Daculsi G. Macroporous biphasic calcium phosphate ceramics: influence of macropore diameter and macroporosity percentage on bone ingrowth. *Biomaterials* 1998 Jan-Feb;19(1-3):133-9.
- Glowacki J. Cellular reactions to bone-derived material. *Clin Orthop Relat Res* 1996 Mar;(324):47-54.
- Goldstein SA, Bonadio J. Potential role for direct gene transfer in the enhancement of fracture healing. *Clin Orthop Relat Res* 1998 Oct;(355 Suppl):S154-62.
- Grob D. Problems at the donor site in autologous bone transplantation. *Unfallchirurg* 1986 Aug;89(8):339-45.
- Guarnieri R, Pecora G, Fini M, Aldini NN, Giardino R, Orsini G, Piattelli A. Medical grade calcium sulfate hemihydrate in healing of human extraction sockets: clinical and histological observations at 3 months. *J Periodontol* 2004 Jun;75(6):902-8.
- Hench LL, Wilson J. Surface-active biomaterials. *Science* 1984 Nov 9;226(4675):630-6.
- Hench LL, West JK. Biological application of bioactive glasses. *Lifetherm Rep* 1996;13:187-241.
- Herr G, Wahl D, Küsswetter W. Osteogenic activity of bone morphogenetic protein and hydroxyapatite composite implants. *Ann Chir Gynaecol Suppl* 1993;207:99-107.
- Hing KA, Best SM, Tanner KE, Bonfield W, Revell PA. Quantification of bone ingrowth within bone-derived porous hydroxyapatite implants of varying density. *J Mater Sci Mater Med* 1999 Oct-Nov;10(10/11):663-70.
- Hing KA, Best SM, Tanner KE, Bonfield W, Revell PA. Mediation of bone ingrowth in porous hydroxyapatite bone graft substitutes. *J Biomed Mater Res* 2004 Jan 1;68(1):187-200.
- Hollinger JO, Battistone GC. Biodegradable bone repair materials. Synthetic polymers and ceramics. *Clin Orthop Relat Res* 1986 Jun;(207):290-305.
- Hollinger JO, Brekke J, Gruskín E, Lee D. Role of bone substitutes. *Clin Orthop Relat Res* 1996 Mar;(324):55-65. Erratum in: *Clin Orthop* 1997 Jan;(334):387.
- Holmes R, Mooney V, Bucholz R, Tencer A. A coralline hydroxyapatite bone graft substitute. Preliminary report. *Clin Orthop Relat Res* 1984 Sep;(188):252-62.
- Iezzi G, Fiera E, Scarano A, Pecora G, Piattelli A. Histologic evaluation of a provisional implant retrieved from man 7 months after placement in a sinus augmented with calcium sulphate: a case report. *J Oral Implantol* 2007;33(2):89-95.
- Iezzi G, Scarano A, Mangano C, Cirotti B, Piattelli A. Histologic results from a human implant retrieved due to fracture 5 years after insertion in a sinus augmented with anorganic bovine bone. *J Periodontol* 2008 Jan;79(1):192-8.
- Imbrunio AV, Scarano A, Orsini G, Piattelli A, Arana-Chavez VE. Ultrastructure of bone healing in defects grafted with a copolymer of polylactic/polyglycolic acids. *J Biomed Mater Res A* 2005 Aug 1;74(2):215-21.
- Jarcho M. Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. *Clin Orthop Relat Res* 1981 Jun;(157):259-78.
- Isaksson S. Aspects of bone healing and bone substitute incorporation. An experimental study in rabbit skull bone defects. *Swed Dent J Suppl* 1992;84:1-46.
- Karageorgiou V, Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials* 2005 Sep;26(27):5474-91.
- Kehr P, Gosset F. Endbond as bone substitute in spine surgery. Preliminary study in 11 patients. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2000;10:217-221.
- Klawitter JJ, Bagwell JG, Weinstein AM, Sauer BW. An evaluation of bone growth into porous high density polyethylene. *J Biomed Mater Res* 1976 Mar;10(2):311-23.
- Kline RM Jr, Wolfe SA. Complications associated with the harvesting of cranial bone grafts. *Plast Reconstr Surg* 1995 Jan;95(1):5-13; discussion 14-20.
- Kühne JH, Bartl R, Frisch B, Hammer C, Jansson V, Zimmer M. Bone formation in coralline hydroxyapatite. Effects of pore size studied in rabbits. *Acta Orthop Scand* 1994 Jun;65(3):246-52.
- Lane JM. Bone graft substitutes. *West J Med* 1995 Dec;163(6):565-6.
- Lindhe JP. *Parodontologia clinica e odontoiatria impiantare*. Milano: Edi. Ermes; 2006.
- Lin-Gibson S, Cooper JA, Landis FA, Cicerone MT. Systematic investigation of porogen size and content on scaffold morphometric parameters and properties. *Biomacromolecules* 2007 May;8(5):1511-8.
- Lynch SE, Buser D, Hernandez RA, Weber HP, Stich H, Fox CH, Williams RC. Effects of the platelet-derived growth factor/insulin-like growth factor-1 combination on bone regeneration around titanium dental implants. Results of a pilot study in beagle dogs. *J Periodontol* 1991 Nov;62(11):710-6.
- Magan A, Ripamonti U. Geometry of porous hydroxyapatite implants influences osteogenesis in baboons (*Papio ursinus*). *J Craniofac Surg* 1996 Jan;7(1):71-8.
- Merx MA, Maltha JC, Freihofer HP, Kuijpers-Jagtman AM. Incorporation of particulated bone implants in the facial skeleton. *Biomaterials* 1999 Nov;20(21):2029-35.
- Minenna L, Herrero F, Sanz M, Trombelli L. Adjunctive effect of a polylactide/polyglycolide copolymer in the treatment of deep periodontal intra-osseous defects: a randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 2005 May;32(5):456-61.
- Moore WR, Graves SE, Bain GI. Synthetic bone graft substitutes. *ANZ J Surg* 2001 Jun;71(6):354-61.
- Nakahara H, Goldberg VM, Caplan AL. Culture-expanded periosteal-derived cells exhibit osteochondrogenic potential in porous calcium phosphate ceramics in vivo. *Clin Orthop Relat Res* 1992 Mar;(276):291-8.
- Niyibizi C, Baltzer A, Lattermann C, Oyama M, Whalen JD, Robbins PD, Evans CH. Potential role for gene therapy in the enhancement of fracture healing. *Clin Orthop Relat Res* 1998 Oct;(355 Suppl):S148-53.
- Orsini G, Scarano A, Piattelli M, Piccirilli M, Caputi S, Piattelli A. Histologic and ultrastructural analysis of regenerated bone in maxillary sinus augmentation using a porcine bone-derived biomaterial. *J Periodontol* 2006 Dec;77(12):1984-90.
- Pecora G, Andreana S, Margarone JE 3rd, Covani U, Sottosanti JS. Bone regeneration with a calcium sulfate barrier. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997 Oct;84(4):424-9.
- Pecora G, De Leonardis D, Ibrahim N, Bovi M, Cornolini R. The use of calcium sulphate in the surgical treatment of a 'through and through' periradicular lesion. *Int Endod J* 2001 Apr;34(3):189-97.
- Perrotti V, Nicholls BM, Horton MA, Piattelli A. Human osteoclast formation and activity on a xenogenous bone mineral. *J Biomed Mater Res A* 2009 Jul;90(1):238-46.
- Perrotti V, Nicholls BM, Piattelli A. Human osteoclast formation and activity on an equine spongy bone substitute. *Clin Oral Implants Res* 2009 Jan;20(1):17-23.

- Piattelli M, Favero GA, Scarano A, Orsini G, Piattelli A. Bone reactions to anorganic bovine bone (Bio-Oss) used in sinus augmentation procedures: a histologic long-term report of 20 cases in humans. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999 Nov-Dec;14(6):835-40.
- Reddi AH. Symbiosis of biotechnology and biomaterials: applications in tissue engineering of bone and cartilage. *J Cell Biochem* 1994 Oct;56(2):192-5.
- Reddi AH. Bone morphogenetic proteins: an unconventional approach to isolation of first mammalian morphogens. *Cytokine Growth Factor Rev* 1997 Mar;8(1):11-20.
- Reddi AH. Role of morphogenetic proteins in skeletal tissue engineering and regeneration. *Nat Biotechnol* 1998 Mar;16(3):247-52.
- Ripamonti U. The generation of bone in primates by bone morphogenetic proteins. In: Lindholm TS (ed): *Bone Morphogenetic Proteins: Biology, Biochemistry and Reconstructive Surgery*. Austin: Landes Company (Academic Press); 1996. p.131-145.
- Ripamonti U, Crooks J, Kikbride AN. Sintered porous hydroxyapatites with intrinsic osteoinductive activity: geometric induction of bone formation. *S Afr J Sci* 1999;95:335-343.
- Ripamonti U. Soluble, insoluble and geometric signals sculpt the architecture of mineralized tissues. *J Cell Mol Med* 2004 Apr-Jun;8(2):169-80.
- Sartoris DJ, Holmes RE, Bucholz RW, Mooney V, Resnick D. Coralline hydroxyapatite bone-graft substitutes in a canine metaphyseal defect model. Radiographic-histometric correlation. *Invest Radiol* 1986 Nov;21(11):851-7.
- Scarano A, Piattelli M. I biomateriali. In: *Implantologia Pratica*. Guido Novello (ed). New Scienze International (NSI); 2005. p.81-92.
- Scarano A, Degidi M, Iezzi G, Pecora G, Piattelli M, Orsini G, Caputi S, Perrotti V, Mangano C, Piattelli A. Maxillary sinus augmentation with different biomaterials: a comparative histologic and histomorphometric study in man. *Implant Dent* 2006 Jun;15(2):197-207.
- Scarano A, Piattelli A, Perrotti V, Manzon L, Iezzi G. Maxillary sinus augmentation in humans using cortical porcine bone: a histological and histomorphometrical evaluation after 4 and 6 months. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011 Mar;13(1):13-8.
- Shapoff CA, Alexander DC, Clark AE. Clinical use of a bioactive glass particulate in the treatment of human osseous defects. *Compend Contin Educ Dent* 1997 Apr;18(4):352-4.
- Schratz HE, Regel G, Lobenhoffer P, Tscherne H. Organization of a bone and tissue bank. Consequences for organization of bone and tissue banks after HIV and hepatitis C infection. *Unfallchirurg* 1996 Nov;99(11):880-8.
- Schwartz Z, Mellonig JT, Carnes DL Jr, de la Fontaine J, Cochran DL, Dean DD, Boyan BD. Ability of commercial demineralized freeze-dried bone allograft to induce new bone formation. *J Periodontol* 1996 Sep;67(9):918-26.
- Serino G, Biancu S, Iezzi G, Piattelli A. Ridge preservation following tooth extraction using a polylactide and polyglycolide sponge as space filler: a clinical and histological study in humans. *Clin Oral Implants Res* 2003 Oct;14(5):651-8.
- Tomita T, Hashimoto H, Tomita N, Morishita R, Lee SB, Hayashida K, Nakamura N, Yonenobu K, Kaneda Y, Ochi T. In vivo direct gene transfer into articular cartilage by intraarticular injection mediated by HVJ (Sendai virus) and liposomes. *Arthritis Rheum* 1997 May;40(5):901-6.
- Traini T, Valentini P, Iezzi G, Piattelli A. A histologic and histomorphometric evaluation of anorganic bovine bone retrieved 9 years after a sinus augmentation procedure. *J Periodontol* 2007 May;78(5):955-61.
- Urist MR. Bone: formation by autoinduction. *Science* 1965 Nov 12;150(698):893-9.
- Valentini P, Abensur D, Densari D, Graziani JN, Hämmerle C. Histological evaluation of Bio-Oss in a 2-stage sinus floor elevation and implantation procedure. A human case report. *Clin Oral Implants Res* 1998 Feb;9(1):59-64.
- Van de Putte KA, Urist MR. Osteogenesis in the interior of intramuscular implants of decalcified bone matrix. *Clin Orthop Relat Res* 1965 Nov-Dec;43:257-70.
- Wysocki AB, Grinnell F. Fibronectin profiles in normal and chronic wound fluid. *Lab Invest* 1990 Dec;63(6):825-31.
- Williams DF. *Definitions in biomaterials*. Amsterdam: Elsevier Ed.; 1987.
- Burg KJ, Porter S, Kellam JF. Biomaterial developments for bone tissue engineering. *Biomaterials* 2000 Dec;21(23):2347-59.
- Causa F, Netti PA, Ambrosio L. A multi-functional scaffold for tissue regeneration: the need to engineer a tissue analogue. *Biomaterials* 2007 Dec;28(34):5093-9.
- Cheung HY, Lau KT, Lu TP, Hui D. A critical review on polymer-based bio-engineered materials for scaffold development. *Compos Part B Eng* 2007; 38: 291-300.
- Chu TMG. Solid freeform fabrication of tissue engineering scaffolds. In: Ma PX, Elisseeff J. *Scaffolding in Tissue engineering*. Northwest Florida: Taylor and Francis; 2006.p.139-53.
- Chua CK, Leong KF, Lim CS. Rapid prototyping process chain. In: Chua CK, Leong KF, Lim CS, eds. *Rapid prototyping—Principles and Applications*. Singapore: World Scientific Pub Co; 2003.p. 25–33.
- D'Antò V, Uomo R, Polito I, Laino A, Spagnuolo G, Valletta R. L'impatto dell'ingegneria dei tessuti sulla pratica clinica ortodontica. *Ortognatodonza Italiana* 2007;14(4):235-241.
- Detamore MS, Athanasiou KA. Motivation, characterization, and strategy for tissue engineering the temporomandibular joint disc. *Tissue Eng* 2003 Dec;9(6):1065-87.
- Devin JE, Attawia MA, Laurencin CT. Three-dimensional degradable porous polymer-ceramic matrices for use in bone repair. *J Biomater Sci Polymer Ed* 1996; 7: 661-9.
- Fedchenko RP, Jacobs PF. Introduction. In: Fedchenko RP, Jacobs PF, eds. *Stereolithography and other RP&M Technologies*. Dearborn: Society of Manufacturing Engineers; 1996.p.1-26.
- Fong KD, Nacamuli RP, Song HM, Warren SM, Lorenz HP, Longaker MT. New strategies for craniofacial repair and replacement: a brief review. *J Craniofac Surg* 2003 May;14(3):333-9.
- Freed LE, Vunjak-Novakovic G, Biron RJ, Eagles DB, Lesnoy DC, Barlow SK, Langer R. Biodegradable polymer scaffolds for tissue engineering. *Biotechnology (NY)* 1994 Jul;12(7):689-93.
- Giesen EB, Ding M, Dalstra M, van Eijden TM. Changed morphology and mechanical properties of cancellous bone in the mandibular condyles of edentate people. *J Dent Res* 2004 Mar;83(3):255-9.
- Giesen EB, Ding M, Dalstra M, van Eijden TM. Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic. *J Biomech* 2001 Jun;34(6):799-803.
- Giordano C, Albani D, Gloria A, Tunesi M, Batelli S, Russo T, Forloni G, Ambrosio L, Cigada A. Multidisciplinary perspectives for Alzheimer's and Parkinson's diseases: hydrogels for protein delivery and cell-based drug delivery as therapeutic strategies. *Int J Artif Organs* 2009 Dec;32(12):836-50.
- Gloria A, De Santis R, Ambrosio L. Polymer-based composite scaffolds for tissue engineering. *J Appl Biomater Biomech* 2010 May-Aug;8(2):57-67.
- Gloria A, Russo T, De Santis R, Ambrosio L. 3D fiber deposition technique to make multi-functional and tailor-made scaffolds for tissue engineering applications. *J Appl Biomater Biomech* 2009 Sep-Dec;7(3):141-52.
- Griffith LG. Polymeric biomaterials. *Acta Mater* 2000; 48: 263-77.
- Guarino V, Causa F, Netti PA, Ciapetti G, Paganì S, Martini D, Baldini N, Ambrosio L. The role of hydroxyapatite as solid signal on performance of PCL porous scaffolds for bone tissue regeneration. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008 Aug;86B(2):548-57.
- Hayashi T. Biodegradable polymers for biomedical uses. *Prog Polym Sci* 1994; 19:663-702.
- Hollinger JO, Winn SR. Tissue engineering of bone in the craniofacial complex. *Ann N Y Acad Sci* 1999 Jun 18;875:379-85.
- Hollister SJ, Lin CY, Saito E, Lin CY, Schek RD, Taboas JM, Williams JM, Partee B, Flanagan CL, Diggs A, Wilke EN, Van Lenthe GH, Müller R, Wirtz T, Das S, Feinberg SE, Krebsbach PH. Engineering craniofacial scaffolds. *Orthod Craniofac Res* 2005 Aug;8(3):162-73.
- Hollister SJ, Maddox RD, Taboas JM. Optimal design and fabrication of scaffolds to mimic tissue properties and satisfy biological constraints. *Biomaterials* 2002 Oct;23(20):4095-103.
- Hollister SJ. Porous scaffold design for tissue engineering. *Nat Mater* 2005 Jul;4(7):518-24. Erratum 2006 Jul;5(7):590.
- Hu K, Radhakrishnan P, Patel RV, Mao JJ. Regional structural and viscoelastic properties of fibrocartilage upon dynamic nanoindentation of the articular condyle. *J Struct Biol* 2001 Oct;136(1):46-52.

Paragrafo 14.2

- Burg KJ, Porter S, Kellam JF. Biomaterial developments for bone tissue engineering.

- Hutmacher DW. Scaffold design and fabrication technologies for engineering tissues - state of the art and future perspectives. *J Biomater Sci - Polym Ed* 2001;12(1):107-24.
- Jacobs PF. Special applications of RP&M. In: Fedchenko RP, Jacobs PF, eds. *Stereolithography and other RP&M Technologies* Dearborn: Society of Manufacturing Engineers; 1996.p.317-66.
- Jones RM. *Mechanics of Composite Materials*. 2nd ed. London: Taylor & Francis; 1999.
- Kyriakidou K, Lucarini G, Zizzi A, et al. Dynamic co-seeding of osteoblast and endothelial cells on 3D polycaprolactone scaffolds for enhanced bone tissue engineering. *J Bioact Compat Polym* 2008; 23: 227-43.
- Landers R, Hübner U, Schmelzeisen R, Mülhaupt R. Rapid prototyping of scaffold derived from thermoreversible hydrogels and tailored for application in tissue engineering. *Biomaterials* 2002 Dec;23(23):4437-47.
- Landers R, Mülhaupt R. Desktop manufacturing of complex object, prototypes and biomedical scaffolds by means of computer-assisted design combined with computer-guided 3D plotting of polymers and reactive oligomers. *Macromol Mater Eng* 2000; 282: 17-21.
- Landers R, Pfister A, Hubner U, John H, Schmelzeisen R, Mülhaupt R. Fabrication of soft tissue engineering scaffolds by means of rapid prototyping techniques. *J Mat Sci* 2002; 37: 3107-3116.
- Langer R, Vacanti JP. Tissue engineering. *Science* 1993 May 14;260(5110):920-6.
- LeGeros RZ. Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clin Orthop Relat Res* 2002 Feb;(395):81-98.
- Malda J, Woodfield TB, van der Vloodt F, Wilson C, Martens DE, Tramper J, van Blitterswijk CA, Riesle J. The effect of PEGT/PBT scaffold architecture on the composition of tissue engineered cartilage. *Biomaterials* 2005 Jan;26(1):63-72.
- Mallick PK. *Composites Engineering Handbook*. New York: Marcel Dekker, Inc; 1997.
- Mao JJ, Giannobile WV, Helms JA, Hollister SJ, Krebsbach PH, Longaker MT, Shi S. Craniofacial tissue engineering by stem cells. *J Dent Res* 2006 Nov;85(11):966-79.
- Mathieu LM, Mueller TL, Bourban PE, Pioletti DP, Müller R, Månson JA. Architecture and properties of anisotropic polymer composite scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials* 2006 Feb;27(6):905-16.
- Mikos AG, Sarakinos G, Leite SM, Vacanti JP, Langer R. Laminated three-dimensional biodegradable foams for use in tissue engineering. *Biomaterials* 1993 Apr;14(5):323-30.
- Moroni L, de Wijn JR, van Blitterswijk CA. 3D fiber-deposited scaffolds for tissue engineering: influence of pores geometry and architecture on dynamic mechanical properties. *Biomaterials* 2006 Mar;27(7):974-85.
- Moroni L, de Wijn JR, van Blitterswijk CA. Three-dimensional fiber-deposited PEOT/PBT copolymer scaffolds for tissue engineering: influence of porosity, molecular network mesh size and swelling in aqueous media on dynamic mechanical properties. *J Biomed Mater Res A* 2005 Dec 15;75(4):957-65.
- Moroni L, Poort G, Van Keulen F, de Wijn JR, van Blitterswijk CA. Dynamic mechanical properties of 3D fiber-deposited PEOT/PBT scaffolds: an experimental and numerical analysis. *J Biomed Mater Res A* 2006 Sep 1;78(3):605-14.
- Nair LS, Laurencin CT. Polymers as biomaterials for tissue engineering and controlled drug delivery. *Adv Biochem Eng Biotechnol* 2006;102:47-90.
- Nicolais L, Gloria A, Ambrosio L. The mechanics of biocomposites. In: Ambrosio L. ed. *Biomedical composites*. Cambridge (UK): Woodhead Publishing Limited, CRC Press; 2010.p. 411-40.
- O'Mahony AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 2000 Oct;11(5):415-21.
- Patel RV, Mao JJ. Microstructural and elastic properties of the extracellular matrices of the superficial zone of neonatal articular cartilage by atomic force microscopy. *Front Biosci* 2003 Jan 1;8:a18-25.
- Peltola SM, Melchels FP, Grijpma DW, Kellomäki M. A review of rapid prototyping techniques for tissue engineering purposes. *Ann Med* 2008;40(4):268-80.
- Sachlos E, Czernuszka JT. Making tissue engineering scaffolds work. Review: the application of solid freeform fabrication technology to the production of tissue engineering scaffolds. *Eur Cell Mater* 2003 Jun 30;5:29-40.
- Savarino L, Baldini N, Greco M, Capitani O, Pinna S, Valentini S, Lombardo B, Esposito MT, Pastore L, Ambrosio L, Battista S, Causa F, Zeppetelli S, Guarino V, Netti PA. The performance of poly-epsilon-caprolactone scaffolds in a rabbit femur model with and without autologous stromal cells and BMP4. *Biomaterials* 2007 Jul;28(20):3101-9.
- Schwartz MM. *Composite Materials Handbook*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill; 1992.
- Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Accuracy of elastic property measurement in mandibular cortical bone is improved by using cylindrical specimens. *J Biomech Eng* 2002 Dec;124(6):714-23.
- Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. *J Dent Res* 2002 Sep;81(9):613-7.
- Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Phys Anthropol* 2003 Mar;120(3):252-77.
- Taboas JM, Maddox RD, Krebsbach PH, Hollister SJ. Indirect solid free form fabrication of local and global porous, biomimetic and composite 3D polymer-ceramic scaffolds. *Biomaterials* 2003 Jan;24(1):181-94.
- Vozzi G, Previti A, De Rossi D, Ahluwalia A. Microsyringe-based deposition of two-dimensional and three-dimensional polymer scaffolds with a well-defined geometry for application to tissue engineering. *Tissue Eng* 2002 Dec;8(6):1089-98.
- Warren SM, Fong KD, Chen CM, Lobo EG, Cowan CM, Lorenz HP, Longaker MT. Tools and techniques for craniofacial tissue engineering. *Tissue Eng* 2003 Apr;9(2):187-200.
- Woodfield TB, Malda J, de Wijn J, Pétters F, Riesle J, van Blitterswijk CA. Design of porous scaffolds for cartilage tissue engineering using a three-dimensional fiber-deposition technique. *Biomaterials* 2004 Aug;25(18):4149-61.
- Woodfield TB, Malda J, de Wijn J, Pétters F, Riesle J, van Blitterswijk CA. Design of porous scaffolds for cartilage tissue engineering using a three-dimensional fiber-deposition technique. *Biomaterials* 2004 Aug;25(18):4149-61.
- Yang S, Leong KF, Du Z, Chua CK. The design of scaffolds for use in tissue engineering. Part II. Rapid prototyping techniques. *Tissue Eng* 2002 Feb;8(1):1-11.

CAPITOLO 15

NUOVE TECNOLOGIE

15.1 Apparati per l'elettrochirurgia

L'elettrochirurgia è l'applicazione di corrente elettrica alternata ad alta frequenza su tessuto biologico con effetto termico teso ad ottenere un'incisione oppure una coagulazione. L'effetto è legato al tipo di elettrodo e all'area di contatto, alla velocità di movimento dell'elettrodo, alle caratteristiche del tessuto. Il taglio è dovuto al passaggio di corrente tra elettrodo attivo e neutro. La coagulazione avviene per atrofia ed essiccazione dei tessuti quando il riscaldamento degli stessi è sufficientemente lento. La regolazione dei parametri necessari ad ottenere in elettrochirurgia gli effetti desiderati può essere manuale o automatica. L'elettrochirurgia non è cauterizzazione poiché l'effetto termico non è esogeno, cioè causato da uno strumento a temperatura elevata, ma è endogeno, cioè causato dal passaggio della corrente all'interno del tessuto.

Il primo elettrobisturi è stato ideato da William T. Bovie che ha lavorato presso l'Harvard University dal 1914 al 1927, mentre il primo intervento chirurgico portato a termine grazie all'utilizzo di un elettrobisturi è stato realizzato da Harvey Cushing il 1° ottobre 1926.

La chirurgia dispone attualmente di nuove tecniche molto precise in grado di garantire la preservazione di strutture delicate. La più utilizzata è sicuramente l'energia elettrica sotto forma di elettrochirurgia monopolare o bipolare.

Varie tecniche sono usate in chirurgia orale al fine di rimuovere le lesioni o neoformazioni. Il laser, il radiobisturi e la dermoabrasione sono stati ampiamente utilizzati ed ognuna di queste tecnologie presenta dei limiti. Il laser è costoso e non sempre disponibile in uno studio di odontoiatria. Affinché possa agire su una vasta tipologia di lesioni, non basta un solo apparecchio, ne occorrerebbero tre o quattro, con diversa lunghezza d'onda. Il laser, inoltre, eroga pacchetti di energia

che sono totalmente assorbiti, quindi si deve mettere in conto il danno ai tessuti sani circostanti la lesione, dovuto alla diffusione della luce e del calore generato che viene ceduto; proprio per questo motivo può provocare danni se usato in modo improprio.

Il radiobisturi è economico e onnipresente negli studi di odontoiatria. Presenta il grosso vantaggio di avere punte intercambiabili e di essere modulabile nell'erogare una energia variabile per voltaggio, amperaggio e potenza.

L'elettrochirurgia rappresenta una delle tecnologie più utilizzate nella pratica chirurgica dei tessuti molli, i quali possono essere ablati lasciando un piccolo strato di 100-400 μm di tessuto necrotico. È una tecnica chirurgica che impiega la corrente elettrica ad alta frequenza (HF) per realizzare il taglio e/o il coagulo in modo rapido e semplice; quindi è possibile avere dei tagli precisi e, coagulando contestualmente, avere un campo operatorio esangue. Un'onda pulsata con una frequenza variabile è usata per la coagulazione dei tessuti. La corrente elettrica che attraversa il tessuto provoca un aumento termico con vaporizzazione e ionizzazione del contenuto di acqua nel tessuto a contatto con l'elettrodo, con l'effetto finale di frammentare o incidere il tessuto. Quest'ultimo viene riscaldato al di sotto della soglia di vaporizzazione, ma può subire una denaturazione in funzione della temperatura raggiunta, a sua volta dipendente dalla profondità di penetrazione del calore e dalla conducibilità termica del tessuto.



FIG. 1 Strumento per la chirurgia elettrica ad arco voltaico.



FIG. 2 Punta dello strumento per chirurgia elettrica.

È importante minimizzare il danno termico nel tessuto adiacente alla zona sottoposta ad ablazione. D'altra parte una scarica elettrica pulsata della durata di $100 \mu s$ dà luogo a diffusione di calore più profondo ed un taglio di circa $7 \mu m$. La serie ottimale di scarica durante l'elettrochirurgia è di alcuni centesimi di microsecondi. La corrente attraversa il corpo umano attraverso il polo neutro e questo potrebbe causare possibili effetti nei pazienti portatori di dispositivi elettrici (pacemaker ecc.), di protesi ossee o affetti da aritmie.

Altra tecnica utilizzata per l'elettrochirurgia orale è l'impiego di strumenti che sfruttano l'Arco Voltaico costituito da Flusso di Ioni Convogliati, a corrente costante capace di eseguire un taglio controllabile senza interessare il tessuto circostante e creando una coagulazione gentile, in quanto l'arco voltaico agisce dove viene applicato senza fare entrare in contatto la

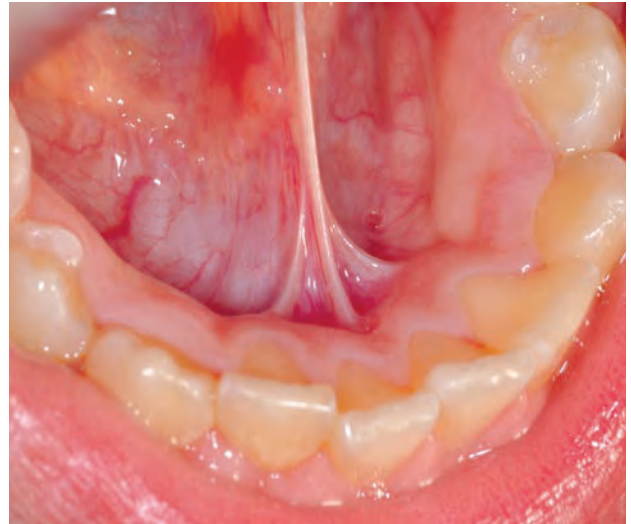


FIG. 5 Frenulo linguale che limita i movimenti linguali.



FIG. 3 Lesione della mucosa orale.



FIG. 6 Frenulo rimosso con l'elettroabrasione ad arco voltaico.



FIG. 4 Lesione asportata con elettroabrasione ad arco voltaico.



FIG. 7 Guarigione completa dopo 20 giorni.

punta ed il tessuto. Non ci sono zone di passaggio di energia elettrica e quindi l'abrasione/ablazione non viene influenzata dalla resistenza elettrica del tessuto. Durante l'ablazione dei tessuti è importante proteggersi con delle mascherine al fine di evitare che particelle virali possano essere inalate dall'operatore.

Oggi esistono strumenti per elettrochirurgia portatili e ricaricabili in modo simile a quelli utilizzati dagli spazzolini elettrici: questo rappresenta un grande vantaggio anche per la sicurezza del paziente. Inoltre lo stesso strumento può essere usato per trattamenti di medicina estetica della regione periorale.

15.1.1 Indicazioni all'uso dell'elettrochirurgia

- › Frenulotomie.
- › Frenulectomie.
- › Asportazione di lesioni precancerose.
- › Taglio di accesso a lesioni cistiche.
- › Coagulazione.
- › Asportazione di fibromi.
- › Angiomi.
- › Incisione di un lembo dove è richiesta una zona esangue.

15.2 Il laser in odontoiatria

LASER è l'acronimo di Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation. Si tratta di un dispositivo per la generazione di fasci di luce caratterizzati da specifica lunghezza d'onda, coerenza spaziale e temporale, alta monocromaticità ed elevata radianza. Utilizza fenomeni atomici di amplificazione della radiazione per emissione stimolata. In pratica si ottiene un fascio di fotoni che viaggiano nella stessa direzione e su piani paralleli, con onde in fase, di una determinata lunghezza e che viene amplificato in un sistema ottico di puntamento. Ciò determina una radiazione di elevatissima energia luminosa ad altissima precisione che consente di colpire obiettivi piccolissimi anche dell'ordine dei decimi di millimetro. Questa caratteristica della luce laser trova immediata applicazione in medicina nei campi più disparati dove ha già dimostrato successi inequivocabili e sicurezza assoluta. Il laser è ormai divenuto uno strumento imprescindibile per il chirurgo orale date le proprietà di precisione di taglio, azione selettiva sui tessuti a seconda della lunghezza d'onda, emostasi e decontaminazione del campo operatorio.

I laser vengono generalmente distinti in base allo stato del mezzo attivo in grado di emettere energia: cristalli semiconduttori (laser a diodi), stato solido (Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, KTP), stato gassoso (CO₂). L'azione del laser è basata sull'assorbimento della luce da parte del tessuto bersaglio.

15.2.1 Come funziona un laser

Il funzionamento del laser si basa sul fenomeno della emissione stimolata di fotoni da parte di atomi eccitati. Un atomo è eccitato quando passa da un livello di energia basale E1 (stato fondamentale) ad un livello di energia superiore E2 (stato eccitato). In questo passaggio assorbe un fotone secondo l'equazione $E2-E1 / h$ la costante di Planck. Dato che lo stato eccitato non è stabile, l'atomo tende spontaneamente a tornare al livello di energia inferiore. In questo passaggio emette un fotone. L'emissione spontanea di fotoni da parte di atomi diversi di una certa sostanza ha un andamento casuale perché i fotoni non hanno nessuna relazione di fase né di direzione, sono perciò incoerenti. Se invece su un atomo allo stato eccitato si fa incidere un fotone di frequenza opportuna, l'atomo colpito torna allo stato fondamentale emettendo un fotone coerente con quello incidente cioè con la stessa fase, la stessa frequenza e la stessa direzione.

In condizioni di equilibrio termico il numero di atomi di una sostanza che si trovano nello stato fondamentale è maggiore di quelli che si trovano allo stato eccitato, quindi l'assorbimento dei fotoni prevale sull'emissione. Se però si provoca il fenomeno della "inversione della popolazione", cioè se si rendono eccitati un numero superiore di atomi, si ottiene la prevalenza dei fotoni emessi su quelli assorbiti.

15.2.2 Componenti fondamentali del laser

Schematicamente quattro sono i componenti del laser:

- › il mezzo attivo cioè il tipo di sorgente di fotoni che viene utilizzato (a cristalli, a gas, a liquidi, a semiconduttori ecc.). Questo determina le caratteristiche proprie della radiazione, come la lunghezza d'onda, e ne indica i campi di utilizzo che vanno dalla meccanica alla medicina, dai sistemi di controllo alla produzione di energia;
- › azione di pompaggio o di eccitazione: serve per mantenere gli atomi in uno stato energetico per ottenere l'emissione di fotoni;
- › cavità risonante: contiene il mezzo attivo ed è costituito da due specchi disposti l'uno di fronte all'altro in modo che la radiazione passi ripetutamente attraverso il mezzo attivo "amplificando" l'azione di quest'ultimo;
- › sistema di raffreddamento.

15.2.3 Interazione tra luce laser e tessuti organici

La radiazione laser è monocromatica, ovvero è costituita da fotoni aventi la stessa lunghezza d'onda, la quale può interagire solo su alcuni cromofori, definiti come gruppi di atomi o molecole in grado di assorbire

la luce elettromagnetica. Il cromoforo è quindi il bersaglio della radiazione laser. I cromofori di interesse odontoiatrico che ritroviamo nei tessuti biologici sono l'acqua, l'emoglobina, l'idrossiapatite e la melanina. È indispensabile, quindi, analizzare lo spettro di assorbimento delle sostanze citate nei confronti delle varie lunghezze d'onda, che permette di sapere, conoscendo la composizione e lo stato del tessuto sul quale vogliamo intervenire, quali sono gli effetti della luce laser che si sta utilizzando o di scegliere la lunghezza d'onda idonea.

Alla base degli effetti dell'interazione tra raggio laser e tessuto biologico c'è la trasformazione dell'energia luminosa prodotta dal laser in energia termica. Tanto maggiore sarà l'incremento di temperatura e tanto più rapido sarà l'effetto vaporizzazione. L'energia assorbita dipende dall'energia emessa e quindi in parte dalla lunghezza d'onda del laser operante.

Quando il raggio laser incontra i tessuti dell'organismo si verificano quattro diversi fenomeni.

- › **Riflessione:** la luce viene riflessa dalla superficie del tessuto su cui incide senza produrre effetti biologici.
- › **Trasmissione:** la luce incidente attraversa il tessuto come un vetro, senza produrre effetti biologici.
- › **Dispersione:** quando il fascio laser penetra nei tessuti alcuni fotoni vengono deviati e si disperdono tra le varie strutture senza produrre effetti biologici.
- › **Assorbimento:** il 95% del fascio di fotoni viene assorbito dalle varie strutture dei tessuti organici in funzione della lunghezza d'onda. Nel momento in cui il fotone viene assorbito si arresta e libera istantaneamente, e contemporaneamente a tutti gli altri, la sua energia sotto forma di calore.

La liberazione di questa enorme quantità di energia termica in uno spazio così piccolo sviluppa gli effetti biologici ben caratterizzati e prevedibili che rendono il laser adatto ad un impiego medico di precisione.

Le interazioni tra laser e tessuto sono divise in quattro specie:

- › fotochimica;
- › fototermica;
- › fotomeccanica;
- › fotoablazione.

Quella che ci riguarda maggiormente è l'interazione fototermica. Durante l'assorbimento si sviluppa calore con conseguenze diverse a seconda delle temperature raggiunte:

- › T = 42-60 °C denaturazione delle proteine;
- › T = 50-60 °C coagulazione e vacuolizzazione;
- › T = 100 °C evaporizzazione;
- › T = >100 °C carbonizzazione.

Nella odontoiatria moderna ci sono molte indicazioni cliniche per l'applicazione della tecnologia laser, che dipendono dalla lunghezza d'onda e dall'interazione laser-tessuto. Sono stati testati diversi sistemi laser per l'ablazione di tessuto osseo e di tessuti dentali duri. È stato proposto l'uso del laser per la rimozione di carie, trattamenti parodontali non chirurgici e chirurgia

ossea. Lo sviluppo della tecnologia laser rappresenta forse una delle modalità di trattamento più promettenti per migliorare l'uso dei biomateriali tramite l'aumento dell'adesione degli osteoblasti alla superficie e la preparazione di un sito implantare adeguato con una riduzione del danno tissutale.

Il laser in grado di interagire con il tessuto osseo è l'erbio: yttrium aluminum garnet (Er:YAG), laser allo stato solido dove il mezzo attivo è rappresentato da un cristallo di ittrio-alluminio-granato drogato con erbio, che ha una lunghezza d'onda di 2.940 nm con un ottimo assorbimento da parte di acqua e idrossiapatite. Il laser ad anidride carbonica (CO₂) è quello a più alta affinità per l'idrossiapatite con lunghezza d'onda di 10.600 nm.

15.2.4 Tipi di laser

I laser sono classificati, e trovano il loro campo d'applicazione, sulla base della lunghezza d'onda del raggio di fotoni. L'applicazione medica sfrutta la proprietà dei vari tessuti biologici d'assorbire in modo differenziato le varie lunghezze d'onda e quindi di subire azioni specifiche. La struttura biologica, che in modo selettivo assorbe l'energia convogliata dal fascio emesso dal laser, può persino essere distrutta, lasciando intatti gli altri tessuti circostanti.

15.2.4.1 Lunghezze d'onda e tipi di laser

Lo spettro dei colori, dal viola al rosso, e quindi della luce visibile all'occhio umano, comprende lunghezze d'onda che vanno dai 400 ai 700 nm (nanometri). Le lunghezze d'onda inferiori ai 400 nm danno origine a quella parte dello spettro, ultravioletto, che si pone prima dei colori percepibili dall'occhio umano; esse sono le radiazioni ionizzanti (raggi X) ed i raggi cosmici.

Oltre il campo del visibile (lunghezze d'onda superiori ai 700 nm), vi è l'area degli infrarossi, che si estende fino alle microonde e alle onde utilizzate per le telecomunicazioni (radiazioni non ionizzanti), come la radio e la TV.

Una lunghezza d'onda compresa tra i 532 nm e i 1.064 nm (potassio-titanil-fosfato -KTP-, ittrio-alluminio-garnet dopato con neodimio -Nd:YAG- e laser a diodi) viene facilmente assorbita dall'emoglobina, dall'ossiemoglobina e dalla melanina, mentre una lunghezza d'onda compresa tra 2.780 nm e 10.600 nm (ittrio-scandio-gallio-garnet dopato con erbio-cromo -YSGG-, ittrio-alluminio-garnet dopato con erbio -Er:YAG- e laser ad anidride carbonica -CO₂-) è meglio assorbita dai tessuti ricchi di acqua e idrossiapatite. Alcuni studi in vitro hanno dimostrato che solamente il laser a CO₂, il laser a diodi e il laser Er:YAG possono essere utilizzati per l'irradiazione delle superfici implantari in quanto non aumentano la temperatura del corpo implantare in maniera significativa.

15.2.4.2 Tipi di laser e utilizzo in odontoiatria

Laser a stato solido Nd:YAG

Il materiale attivo è una barretta di granato (silicato) d'ittrio e alluminio drogato al neodimio, che emana una luce della lunghezza d'onda di 1.064 nm. È utilizzato in modalità pulsata, con frequenze d'emissione fino a 200 Hz, impiegando per la conduzione fibre ottiche al quarzo di diametri differenti (200 - 600 micron), con lunghezze di qualche metro. Questo si deve al fatto che il suo potere di penetrazione nelle mucose orali può arrivare ai 4 mm di profondità e, quindi, se utilizzato da inesperti, la sua potenziale pericolosità può vanificarne i grandi vantaggi che gli consentono di emettere la luce laser pulsata in periodi di tempo che vanno dai sub ai nano secondi. Può essere utilizzato senza procedere all'anestesia locale, è perciò indicato nella quasi totalità degli interventi tipici della chirurgia orale, in particolare in quelli concernenti le malattie parodontali: gengivectomie, sterilizzazione delle tasche, trattamento delle ipertrofie gengivali e delle iperplasie.

Il laser Nd:YAG viene assorbito dai tessuti superficiali e quando usato a contatto è in grado di fornire un'adeguata decontaminazione e sterilizzazione dell'impianto, ma causa significative alterazioni crateriformi della sua superficie e secondo alcuni autori un incremento della temperatura del corpo dell'impianto. Altri studi, invece hanno utilizzato questo tipo di laser per trattare le perimplantiti. Recenti studi di Gonçalves F. et al. hanno testato il potenziale di riduzione della carica batterica di apparecchiature laser gallio-alluminio-arsenio con lunghezza d'onda di 980 nm (GaAIAs) e neodimio-alluminio-garnet dopato con ittrio (Nd:YAG) con lunghezza d'onda di 1.064 nm su superfici implantari contaminate con *E. Faecalis* e *P. Gingivalis*. Gli impianti utilizzati (3,75 x 13 mm) presentavano tre tipologie di superfici differenti: superficie liscia, superficie sabbata con biossido di titanio e superficie sabbata e mordenzata; essi sono stati dapprima contaminati con le due colture batteriche e successivamente esposte al trattamento con laser. Dopo l'irradiazione sono state analizzate al SEM il numero di unità formanti colonie batteriche e la morfologia della superficie implantare. Il laser Nd:YAG ha permesso una totale decontaminazione su tutti gli impianti irradiati, mentre il laser GaAIAs ha mostrato un'efficacia del 100% solamente se utilizzato alla potenza di 3 W. Le lunghezze d'onda utilizzate non hanno causato danni alle superfici implantari. Il laser Nd:YAG si è dimostrato in grado di ridurre la reazione infiammatoria scatenata dal lipopolisaccaride batterico di *P. Gingivalis*, fattore patogenico di primaria importanza nell'eziopatogenesi delle perimplantiti. In uno studio in vitro, infatti, colture di macrofagi o cellule endoteliali umane su dischi di titanio colonizzati con LPS di *P. Gingivalis* sono state suddivise in due gruppi: uno sottoposto ad irradiazione con Nd:YAG e l'altro no. Gli esami della produzione di citochine infiammatorie e dell'espressione dei marker molecolari di attivazione cellulare hanno messo in evidenza come l'irradiazione con il

laser abbia ridotto significativamente la produzione di ossido nitrico indotto dal LPS, l'attivazione cellulare dei macrofagi e la produzione di interleuchina.

Laser a stato solido Er,Cr:YSGG ed Er:YAG

La famiglia dei laser all'erbio comprende sia l'Er:YAG, con lunghezza d'onda 2.940 nm, sia l'Er,Cr:YSGG (granato di ittrio, scandio, gallio, drogato con erbio e cromo) con lunghezza d'onda (diversificabile) 2.690/2.780 nm, che sono stati esplicitamente sviluppati per le applicazioni su smalto e dentina. Il laser Er,Cr:YSGG, con lunghezza d'onda = 2.780 nm, ha un assorbimento nell'acqua pari al 40% di quello del laser Er:YAG; mentre il laser con lunghezza d'onda = 2.690 nm lo ha solo del 6%. Viene utilizzato in emissione pulsata (frequenze 4-60 Hz), con durate dell'impulso variabili dai ms ai ns; l'energia emessa a ogni impulso varia da qualche decina di mJ fino ad 1 J e ammette ogni tipo di trasmissione del fascio. La sua capacità d'assorbimento in acqua è superiore di 3 volte a quella del laser a gas CO₂.

Il laser a erbio offre in particolare l'opportunità di praticare resezioni parziali o totali del mascellare e della mandibola sostituendo gli strumenti rotanti tradizionali. L'elevata affinità di questa lunghezza d'onda per l'acqua e l'idrossiapatite permette di aggredire sia tessuti molli di rivestimento sia la base scheletrica. Questa tecnica permette inoltre di effettuare operazioni conservative vaporizzando progressivamente la quota di osso necrotico giungendo sempre più in profondità in prossimità dell'osso sano. Grazie alla particolare affinità (differenziata) per i tessuti duri, con questo laser può essere preparato l'opercolo per il rialzo del seno mascellare e nel contempo evitare il danneggiamento della membrana di Schneider o cistica, eseguire apicectomie, trattare esotosi e neoformazioni ossee, preparare il letto implantare sui corticali tenaci evitando i surriscaldamenti, procedere all'avulsione completa d'elementi dentari o allo scapucciamento di denti inclusi, eseguire la sterilizzazione delle tasche perimplantari e nel contempo un courettage osseo mirato a stimolare la rigenerazione del sito trattato. L'utilizzo di un laser a erbio introdotto nell'alveolo viene suggerito non solo per avere un effetto antibatterico ma anche per rimuovere tessuto di granulazione e indurre sanguinamento. Lavora in modo pulsato con frequenze di ripetizione comprese tra 4 e 50 Hz e può essere modulata la durata di ogni singolo impulso, dal sistema SSP (*Super Short Pulse*) a VPL (*Very Long Pulse*), cioè da 50 a 1000 microsecondi. Minore è la durata dell'impulso, minore è l'effetto termico prodotto. In molte applicazioni mediche lo scopo è di erogare la massima energia nel minor tempo possibile. Nella ablazione tissutale, ad esempio, è possibile con questa emissione poter vaporizzare rapidamente piccoli volumi di tessuto. Se la stessa energia viene invece erogata per un tempo più lungo si può ottenere un riscaldamento localizzato senza evaporazione. La trasmissione della luce infrarossa è affidata a fibre ottiche di diverso diametro costituite da vetro di silice ed emessa tramite punte in zaffiro di diverso

diametro. Le punte in zaffiro consentono di migliorare le caratteristiche di taglio del laser, modellando il fascio e modificando il rilascio di energia al tessuto, e un maggiore controllo della profondità di penetrazione del fascio. Aumentano, inoltre, la coagulazione consentendo un contatto diretto con il tessuto. La punta agisce come una lente alla fine del sistema di trasmissione a fibra e assume forme (coniche, cilindriche o sferiche) e dimensioni diverse.

Il laser Er:YAG viene assorbito prevalentemente dall'idrossiapatite perciò ha grande affinità con i tessuti duri. Molti studi hanno dimostrato come esso sia in grado di tagliare l'osso in maniera precisa con un danno termico limitato a 10-15 μm . Alcuni autori hanno dimostrato come la preparazione del sito implantare effettuata con il laser Er:YAG consenta una percentuale significativamente più alta di BIC (*Bone Implant Contact*) rispetto alle tecniche di preparazione con strumenti rotanti. Tali effetti positivi sull'osso (minimo danno termico, elevata capacità di stimolazione alla crescita di nuovo osso, mantenimento dell'architettura ossea durante il taglio) indicano l'uso del laser Er:YAG quando si voglia ottenere nuova formazione di ossa o riosteointegrazione nelle perimplantiti. Recenti studi hanno mostrato come la terapia non chirurgica utilizzando il laser Er:YAG sia in grado di ridurre il sanguinamento al sondaggio (dall'83% al 31% in 6 mesi) ma non riduca in maniera significativa la profondità di tasca. Risultati molto buoni nel trattamento delle perimplantiti sono stati dimostrati istologicamente da Takasaki et al.: essi hanno dapprima indotto una perimplantite sperimentale nel cane e successivamente hanno trattato l'infezione o con il laser Er:YAG (lunghezza d'onda 2940 nm) o con la terapia meccanica (curette in plastica). L'irradiazione laser Er:YAG è stata utilizzata con densità di energia 10 J/cm² sotto irrigazione con soluzione salina sterile mantenendo la fibra in contatto con l'impianto e la superficie dell'osso con un'angolazione di circa 30-45°. I risultati istologici mostrano come il gruppo di lesioni trattate con il laser Er:YAG abbiano una tendenza maggiore alla riosteointegrazione in quanto sia l'NBIC (New Bone Implant Contact) che l'NBH (New Bone Height) erano superiori al gruppo controllo (differenze non significative).

È stato riportato che il laser Er:YAG è in grado di eliminare il tartaro sottogengivale adeso alle radici senza produrre surriscaldamento dei tessuti adiacenti e sembra essere capace di eliminare depositi duri e molli da superfici implantari lisce o rugose senza provocare danni alla superficie.

Schwarz et al. hanno incluso nel loro studio 12 pazienti parzialmente o totalmente edentuli affetti da perimplantite da moderata ad avanzata. I criteri per l'inclusione dei pazienti allo studio erano: presenza di almeno un impianto a vite con una profondità di tasca maggiore di 4 mm e segni di perimplantite acuta (sanguinamento al sondaggio, suppurazione), assenza di mobilità, nessun segno di parodontite acuta, assenza di patologie sistemiche rilevanti, buon livello di igiene orale, non fuma-

tore. I pazienti sono stati trattati in una singola seduta di terapia non chirurgica con laser Er:YAG (lunghezza d'onda 2940 nm, energia 12 J/cm²) in anestesia locale e con costante irrigazione. Il movimento impresso alla fibra era di tipo circolare, con la fibra a contatto con l'impianto parallelamente ad esso; ogni impianto è stato irradiato per circa 6 minuti. I pazienti sono stati dunque assegnati a 2 a 2 a 6 differenti periodi di guarigione (1, 3, 6, 9, 12, 24 mesi) prima di procedere alla rigenerazione dell'osso perimplantare. Gli autori hanno constatato che tutti i pazienti, al termine dello studio, presentavano una riduzione della profondità di tasca, un aumento della recessione gengivale e un guadagno di livello di attacco. Il laser Er,Cr:YSGG con lunghezza d'onda di 2780 nm è stato testato in uno studio di Azzeh MM in un paziente di 28 anni, non fumatore, che presentava un impianto con 2 mm di recessione, una tasca profonda 7 mm e mobilità di grado 1. Il laser è stato utilizzato per rimuovere il tessuto di granulazione e per detossificare la superficie dell'impianto e l'intervento è stato portato a termine posizionando un innesto osseo coperto da membrana riassorbibile. Nei controlli effettuati a 3, 6 e 12 mesi non sono state riportate complicanze e a 18 mesi dall'intervento la profondità di tasca si era ridotta a 2 mm con recessione inferiore a 1 mm e assenza di mobilità.

Scarano et al. (2011) hanno trattato con laser Er,Cr:YSGG impianti rimossi per perimplantite ottenendo la completa decontaminazione della superficie implantare.

Laser a gas CO₂

Il mezzo attivo del laser a CO₂ è allo stato gassoso. La sua lunghezza d'onda è 9.600 e di 10,6 μm . Viene assorbito dall'acqua e dall'idrossiapatite. Viene usato a diretto contatto con il tessuto. Quando colpisce un tessuto il laser attiva un processo immediato di coagulazione e di emostasi e viene consigliato nella terapia chirurgica per la sua precisione. Ha una scarsa penetrazione sul tessuto sottostante al bersaglio. Necrotizza il tessuto molle (chirurgia). Inefficace nell'ablazione dei tessuti duri.

È stato, grazie alla sua affinità elettiva per l'acqua, uno dei primi laser impiegati per l'asportazione delle aree leucoplasiche nei trattamenti precancerosi e il suo impiego si è presto diffuso in tutti gli altri interventi di chirurgia orale (è il laser chirurgico per eccellenza); è stato anche uno dei primi laser ad avere larga diffusione in odontoiatria (affinità moderata con l'idrossiapatite). Le proprietà fisiche del laser a CO₂ e gli effetti chirurgici della sua lunghezza d'onda permettono sia di effettuare la rimozione dei tessuti molli intorno agli impianti sia di decontaminare la superficie. Questo tipo di laser sembra non avere effetti negativi sulla superficie e una potenza di 6 W si è rivelata sicura in quanto non in grado di modificare superfici implantari sabbiate, plasma spray o rivestite di HA. Romanos et al., esaminando la letteratura recente in merito alla terapia delle perimplantiti, hanno proposto un pro-

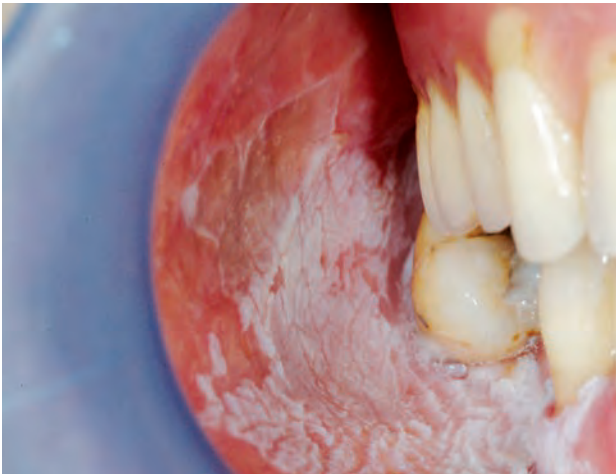


FIG. 8 Lesione bianca trattata con il laser a diodi.



FIG. 9 Risultato dopo due settimane, si osserva la completa guarigione della lesione.



FIG. 10 Frenulo linguale corto.



FIG. 11 Si nota la difficoltà di mobilità della lingua.



FIG. 12 Dopo due settimane si osserva la buona guarigione dei tessuti.

toocollo chirurgico che prevede la decontaminazione della superficie implantare utilizzando il laser a CO₂ ed il successivo riempimento e copertura del difetto con membrana. Un altro importante studio sull'uomo ha confrontato l'efficacia della terapia convenzionale rispetto a quella con l'utilizzo del laser a CO₂, con il concomitante utilizzo di fosfato betatricalcico per la rigenerazione ossea, nei difetti attorno agli impianti. Gli autori hanno trattato 73 impianti sofferenti suddividendoli in gruppo test, in cui 22 impianti sono stati trattati con resezione dei tessuti molli seguita dalla decontaminazione laser, mentre in 17 impianti è stato eseguito un intervento di aumento di osso, e in gruppo controllo in cui 19 impianti sono stati trattati con resezione dei tessuti molli dopo decontaminazione convenzionale e l'aumento osseo in 15 impianti. Gli autori hanno concluso che l'utilizzo del laser a CO₂ associato a resezione dei tessuti molli può accelerare il trattamento delle perimplantiti.

Laser a diodi (o a semiconduttore)

Il mezzo attivo è un semiconduttore solido d'arseniuro di gallio e alluminio, che produce, per i laser più utilizzati nella pratica odontoiatrica, una radiazione della lunghezza d'onda da 810 a 980 nm. È adatto in parecchie applicazioni in parodontologia, in chirurgia, nella terapia e nello sbiancamento dentale.

Può essere impiegato sia nella modalità continua sia pulsata (durata dell'impulso: da 0,1 ms fino a infinito, con frequenze programmabili fino a 10.000 Hz), con la conduzione realizzata in fibra ottica (diametri: 200 ÷ 600 μm). Può essere usato per lo sbiancamento dentale, per la decontaminazione dell'endodonto, per la chirurgia dei tessuti molli, in patologia orale, oltre che per la decontaminazione delle superfici implantari in caso di perimplantite. Il laser a diodi rappresenta un'altra valida alternativa al laser a CO₂ per la decontaminazione implantare a lembo aperto. Studi in vitro hanno dimostrato effetti antimicrobici significativi in difetti irradiati



FIG. 13 Angioma della guancia.



FIG. 14 Aspetto della lesione subito dopo il trattamento.



FIG. 15 Guarigione della lesione.



FIG. 16 Iperplasia gengivale in paziente sottoposto a terapia con immunosoppressivi.



FIG. 17 Risultato dopo una singola seduta.

con laser a diodi per 1 minuto con lunghezza d'onda di 905 nm. Inoltre laser a diodi con lunghezza d'onda di 980 nm utilizzati ad elevata potenza (10 W) non hanno danneggiato la superficie implantare. Le indicazioni cliniche per il laser a diodi con lunghezza d'onda di 980 nm possono essere la rimozione del tessuto di granulazione e la decontaminazione della superficie implantare prima di procedure rigenerative. L'utilizzo del laser a diodi con lunghezza d'onda di 810 nm settato ad elevata potenza, nonostante abbia eccellenti proprietà coagulative (simili a quelle del Nd:YAG), può invece danneggiare la superficie implantare e deve essere usato con particolare cautela nei casi di perimplantite.

15.2.5 Campi di applicazione del laser in ambito odontoiatrico

I tipi di laser maggiormente usati in odontoiatria sono

l'Er:YAG e il laser a diodi. L'utilizzo del laser Er:YAG per il trattamento dei tessuti duri nel cavo orale è stato approvato nel 1997 dalla US Food and Drug Administration e ha mostrato potenziali applicazioni in parodontologia, chirurgia orale, odontoiatria restaurativa e implantologia. Il laser a diodi può essere utilizzato per fini diversi e in più branche odontoiatriche.

- › **Endodonzia:** l'effetto battericida del laser è efficace in profondità nel canale radicolare e nei tuboli dentinali, favorendo la guarigione anche di lesioni periapicali in tempi assai brevi. L'energia del laser applicata ai trattamenti canalari presenta numerosi vantaggi, tra i quali la completa riduzione di microrganismi e l'eliminazione del fango dentinale.
- › **Parodontologia:** efficace nell'eliminazione dei batteri, il laser riduce la formazione di tasche e risana completamente il tessuto gengivale. L'utilizzo della fibra ottica consente di effettuare interventi pressoché indolori all'interno delle tasche gengivali.

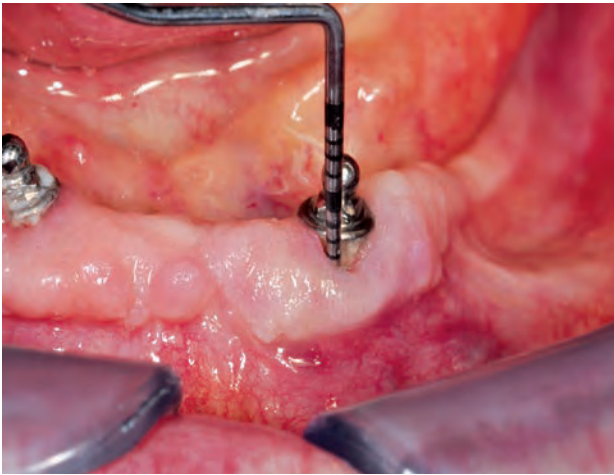


FIG. 18 Perimplantite con perdita di osso.



FIG. 19 Rimozione del tartaro e placca con laser ad Erbium.

- › **Chirurgia:** un modo di operare paragonabile al bisturi ma con ulteriori e notevoli vantaggi. Il laser garantisce un trattamento privo di sanguinamento, lasciando un' "ottima visibilità" del campo operatorio. In alcuni casi gli interventi non richiedono né anestesia né punti di sutura. Inoltre, grazie all'azione antisettica e biostimolante, l'utilizzo del laser riduce i tempi di guarigione rispetto alla chirurgia a lama fredda. Il dolore postoperatorio risulta inferiore rispetto alle metodiche tradizionali.
- › **Terapia antalgica:** il laser trova un'utile applicazione nella biostimolazione e nella terapia analgesica. È un rimedio per il trattamento di alcune patologie dolorose come quelle a carico dell'articolazione temporo-mandibolare.
- › **Correzione delle discromie:** il laser con l'ausilio di specifici gel e speciali manipoli (grande e piccola area) rimuove macchie ed ingiallimento dei denti. Il laser è certamente il mezzo più rapido per ottenere il colore bianco naturale dei denti.

Il laser Er:YAG sembra essere uno strumento ideale per la separazione di tessuto osseo, perché è in grado di tagliare l'osso in modo preciso e con il minimo danno termico. Negli anni, molti studi hanno preso in esame il laser come valida alternativa all'uso degli strumenti meccanici tradizionali nella chirurgia orale applicata al tessuto osseo a fini implantari.

15.3 Chirurgia piezoelettrica

15.3.1 Effetto piezoelettrico

Il prefisso "piezo" deriva dal greco e significa "pressione"; i francesi Pierre e Jacques Curie nel 1880 scoprirono che applicando una pressione su certi cristalli si produceva una differenza di potenziale (effetto piezoelettrico).

Una sostanza piezoelettrica infatti produce una carica

elettrica quando sottoposta ad uno stress meccanico (compressione o stiramento); al contrario, si produce una deformazione meccanica (la sostanza si contrae o si espande) quando sottoposta ad un campo elettrico. Questo fenomeno si verifica nei cristalli che non presentano un centro di simmetria.

15.3.2 Piezosurgery

La chirurgia ossea piezoelettrica è una nuova tecnica per osteotomia ed osteoplastica che utilizza un apparecchio ultrasonico.

Il principio di funzionamento della piezosurgery è una trasduzione ultrasonica, ottenuta mediante la contrazione e l'espansione di una ceramica piezoelettrica. Le vibrazioni prodotte sono amplificate e trasferite sull'inserto di un manipolo che, applicato rapidamente e con lieve pressione sul tessuto osseo, determina, in presenza di irrigazione, il fenomeno della cavitazione, con un'azione meccanica di taglio esclusiva sui tessuti mineralizzati.

La frequenza utilizzata è compresa fra i 25 ed i 29 kHz poiché i micromovimenti che si creano (ampiezza compresa tra 60 e 120 μm) sono in grado di tagliare esclusivamente i tessuti mineralizzati; al contrario i tessuti neurovascolari e molli si tagliano a frequenze più alte di 50 kHz. La presenza di una pompa peristaltica consente di modificare il flusso dell'irrigazione entro un range compreso tra 0-60 ml/minuto, permettendo di avere ottima visibilità attraverso la rimozione dei detriti, garantendo un campo operatorio libero dal sangue ed evitando l'eccessivo riscaldamento dei tessuti.

La capacità di strumenti ultrasonici di tagliare l'osso è stata studiata già a partire dal 1880 dai fisici francesi Jean e Marie Curie ma la piezosurgery ha trovato un'ampia diffusione soprattutto negli ultimi anni.

Una review effettuata da Labanca ha esaminato tutte le applicazioni della piezosurgery negli ultimi 20 anni.

La strumentazione piezoelettrica offre innumerevoli **vantaggi**:

- › il taglio è molto preciso in quanto prodotto da microvibrazioni dell'inserto tagliente;
- › il taglio è molto sicuro, poiché la frequenza ultrasonica impiegata è del tutto inefficace sui tessuti molli;
- › l'azione tagliente meno invasiva produce un danno tissutale minore e di conseguenza una migliore guarigione.

In ambito odontoiatrico l'uso della chirurgia ultrasonica si è diffuso, dopo gli iniziali report di Catuna nel 1953, in parodontologia, dove era utilizzata per la rimozione di placca sottogengivale, ed in endodonzia, per liberare l'endodonto dai vari materiali di restauro o dagli strumenti fratturati.

In implantologia la piezosurgery era utilizzata principalmente per effettuare prelievi di osso e trapiantarli in altre zone al fine di garantire stabilità primaria agli impianti. Poiché lo strumento taglia selettivamente i tessuti duri, il suo uso è particolarmente consigliato quando si lavora in zone adiacenti a strutture nervose o vascolari. Ultimamente sono stati proposti alcuni inserti che consentono di preparare il sito implantare. Secondo alcuni studi riguardanti questo dispositivo, in caso di grande rialzo di seno mascellare esso consente di effettuare l'osteotomia e di separare agevolmente la membrana Schneideriana diminuendo il rischio di perforazione della stessa. Lo scollamento della membrana dal pavimento del seno avviene sia grazie all'utilizzo di elevatori piezoelettrici, sia per via dell'effetto di cavitazione piezoelettrico della soluzione fisiologica.

L'utilizzo della piezosurgery, comparata con le tecniche rotanti utilizzate per le osteotomie, diminuisce infine il rischio di complicanze quali gonfiore e trisma nelle 24 ore dopo la chirurgia, ma richiede un tempo maggiore per l'intervento.

15.4 Scaler sonici ed ultrasonici

Gli ablatori sonici ed ultrasonici sono dei dispositivi versatili per le procedure di igiene orale professionale; la loro azione si esplica attraverso la produzione di microvibrazioni che urtano e rimuovono il tartaro sotto l'azione refrigerante dell'acqua.

Gli ablatori sonici sono turbine ad aria che operano a basse frequenze (2-6 kHz) con range compreso tra 3.000 ed 8.000 cicli al secondo (Cps). Il movimento che si crea è solitamente orbitale e gli effetti sulle radici dentali variano in base al puntale utilizzato. Questi ablatori emettono un rumore ad alta intensità causato dal rilascio di aria a pressione necessaria per il movimento della punta.

Gli ablatori ad ultrasuoni si basano su generatori che convertono l'energia elettrica in onde ultrasoniche attraverso il fenomeno piezoelettrico o la magnetostriazione. Operano a frequenze comprese tra 25 e 42 kHz. Esistono differenze nella rimozione del tartaro dai denti negli ablatori sonici ed ultrasonici.



FIG. 20 Esempio di strumento per piezosurgery.

Gli scaler ultrasonici, infatti, rimuovono i depositi attraverso tre meccanismi:

- › azione oscillante della punta;
- › effetto cavitazionale: gli ultrasuoni determinano all'interno del liquido di irrigazione la formazione di bollicine d'aria caratterizzate da una violenta oscillazione; esse in seguito vanno incontro ad una successiva implosione, generando un'onda d'urto ad alta energia;
- › microonde acustiche: agiscono principalmente vicino alla punta dello scaler.

Esistono due tipi di ablatori ultrasonici:

- › magnetostrittivi;
- › piezoelettrici.

Le unità magnetostrittive operano tra 18000 e 45000 Cps quando è applicata una corrente elettrica ad un cavo arrotolato all'interno del manipolo e si crea un campo magnetico intorno ad un trasduttore a barra, determinandone la sua costrizione. Una corrente alternata causa un campo magnetico alternato, provocando la vibrazione della punta con un movimento ellittico.

Le unità piezoelettriche operano in un range compreso tra 25000 e 50000 Cps e si basano sulle variazioni dimensionali di cristalli alloggiati nel manipolo, determinate dal passaggio di energia elettrica. La vibrazione risultante è principalmente di tipo lineare.

15.4.1 Considerazioni cliniche

Lo scaler ad ultrasuoni è uno strumento fondamentale nel campo della parodontologia, ma sono necessarie delle considerazioni da seguire nell'utilizzo:

- › per eliminare i problemi da surriscaldamento bisogna utilizzare lo strumento con movimenti rapidi ed

associare sempre irrigazione uguale o superiore a 20 ml/min;

- non utilizzare lo strumento con la punta perpendicolare alle superfici dentarie per evitare di danneggiare la struttura;
- la cavitazione può danneggiare le piastrine e potenzialmente può determinare la morte della polpa, nonostante in vivo non vi siano rischi significativi;
- l'azione prolungata di un ablatore ad ultrasuoni potrebbe alterare, secondo alcuni studi ancora in corso, l'apporto ematico e nervoso delle dita dell'operatore;
- l'operatore dovrebbe indossare mascherine e camici protettivi per ridurre il rischio di contaminazione da parte dell'aerosol che si produce durante l'utilizzo di ultrasuoni;
- il rumore prodotto durante l'utilizzo potrebbe determinare temporanee alterazioni dell'udito sia nell'operatore che nel paziente;
- come tutti i dispositivi elettrici (per esempio localizzatore apicale, test di vitalità elettrico, ecc.), anche gli scaler ad ultrasuoni potrebbero interferire con il funzionamento dei pacemaker; in particolare l'utilizzo di ultrasuoni magnetostrittivi dovrebbe essere evitata in questi pazienti.

Bibliografia

Paragrafo 15.1

- Chapas AM, Brightman L, Sukal S, Hale E, Daniel D, Bernstein LJ, Geronemus RG. Successful treatment of acneiform scarring with CO₂ ablative fractional resurfacing. *Lasers Surg Med.* 2008 Aug;40(6):381-6.
- Graber EM, Tanzi EL, Alster TS. Side effects and complications of fractional laser photothermolysis: experience with 961 treatments. *Dermatol Surg.* 2008 Mar;34(3):301-5; discussion 305-7. Epub 2008 Jan 8.
- Hainer BL. Fundamentals of electrosurgery. *J Am Board Fam Pract.* 1991 Nov-Dec;4(6):419-26. Review.
- O'Grady KF, Easty AC. Electrosurgery smoke: hazards and protection. *J Clin Eng.* 1996 Mar-Apr;21(2):149-55. Review.
- Sawchuk WS, Weber PJ, Lowy DR, Dzubow LM. Infectious papillomavirus in the vapor of warts treated with carbon dioxide laser or electrocoagulation: detection and protection. *J Am Acad Dermatol.* 1989 Jul;21(1):41-9.
- Scarano A, Bertuzzi GL, Brandimarte B. L'elettrochirurgia di lesioni cutanee: uno studio sperimentale comparativo radiobisturi vs dermoabrasore ad arco voltaico. Esperienze dermatologiche (in press).
- Scarano A, Bertuzzi GL, Brandimarte B, Carinci F. Treatment of xanthelasma palpebrarum with voltaic arc dermoabrasion. *Int J Immunopathol Pharmacol* (in press).
- Sebben JE. Cutaneous electrosurgery. Chicago: Year Book Medical Publishers; 1989.
- Usatine R. Skin surgery: a practical guide. St. Louis: Mosby; 1998.

Paragrafo 15.2

- Azzeq MM. Er:Cr:YSGG laser-assisted surgical treatment of peri-implantitis with 1-year reentry and 18-month follow-up. *J Periodontol.* 2008 Oct;79(10):2000-5.
- Deppe H, Horch HH, Neff A. Conventional versus CO₂ laser-assisted treatment of peri-implant defects with the concomitant use of pure-phase beta-tricalcium phosphate: a 5-year clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007 Jan-Feb;22(1):79-86.

- Fried NM, Fried D. Comparison of Er:YAG and 9.6-microm TE CO₂ lasers for ablation of skull tissue. *Lasers Surg Med.* 2001;28(4):335-43.
- Giannelli M, Bani D, Tani A, Pini A, Margheri M, Zecchi-Orlandini S, Tonelli P, Formigli L. In vitro evaluation of the effects of low-intensity Nd:YAG laser irradiation on the inflammatory reaction elicited by bacterial lipopolysaccharide adherent to titanium dental implants. *J Periodontol.* 2009 Jun;80(6):977-84.
- Gonçalves F, Zanetti AL, Zanetti RV, Martelli FS, Avila-Campos MJ, Tomazinho LF, Granjeiro JM. Effectiveness of 980-nm diode and 1064-nm extra-long-pulse neodymium-doped yttrium aluminum garnet lasers in implant disinfection. *Photomed Laser Surg.* 2010 Apr;28(2):273-80.
- Guzzardella GA, Torricelli P, Nicoli-Aldini N, Giardino R. Osseointegration of endosseous ceramic implants after postoperative low-power laser stimulation: an in vivo comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Apr;14(2):226-32.
- Kreisler M, Götz H, Duschner H. Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO₂, and GaAlAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 Mar-Apr;17(2):202-11.
- Lewandrowski KU, Lorente C, Schomacker KT, Flotte TJ, Wilkes JW, Deutsch TF. Use of the Er:YAG laser for improved plating in maxillofacial surgery: comparison of bone healing in laser and drill osteotomies. *Lasers Surg Med.* 1996;19(1):40-5.
- Peavy GM, Reinisch L, Payne JT, Venugopalan V. Comparison of cortical bone ablations by using infrared laser wavelengths 2.9 to 9.2 microm. *Lasers Surg Med.* 1999;25(5):421-34.
- Romanos G, Ko HH, Froum S, Tarnow D. The use of CO₂ laser in the treatment of peri-implantitis. *Photomed Laser Surg.* 2009 Jun;27(3):381-6. Review.
- Romanos GE, Everts H, Nentwig GH. Alterations of the implant surface after CO₂- or Nd:YAG-laser irradiation. A SEM examination. *J Oral Laser Appl.* 2001;1:29-33.
- Romanos GE, Gutknecht N, Dieter S, Schwarz F, Crespi R, Sculean A. Laser wavelengths and oral implantology. *Lasers Med Sci.* 2009 Nov;24(6):961-70. Epub 2009 May 9. Review.
- Romeo U, Del Vecchio A, Palaia G, Tenore G, Visca P, Maggiore C. Bone damage induced by different cutting instruments - an in vitro study. *Braz Dent J.* 2009;20(2):162-8.
- Rupperecht S, Tangermann K, Kessler P, Neukam FW, Wiltfang J. Er:YAG laser osteotomy directed by sensor controlled systems. *J Craniomaxillofac Surg.* 2003 Dec;31(6):337-42.
- Scarano A, Sinjari B, Di Iorio D, Murmura G, Carinci F. Surface analysis of failed oral titanium implants after irradiated with Er:Cr:YSGG 2780 laser. *Int J Immunopathol Pharmacol* (in press).
- Schwarz F, Bieling K, Nuesry E, Sculean A, Becker J. Clinical and histological healing pattern of peri-implantitis lesions following non-surgical treatment with an Er:YAG laser. *Lasers Surg Med.* 2006 Aug;38(7):663-71.
- Schwarz F, Sculean A, Berakdar M, Szathmari L, Georg T, Becker J. In vivo and in vitro effects of an Er:YAG laser, a GaAlAs diode laser, and scaling and root planing on periodontally diseased root surfaces: a comparative histologic study. *Lasers Surg Med.* 2003;32(5):359-66.
- Schwarz F, Sculean A, Romanos G, Herten M, Horn N, Scherbaum W, Becker J. Influence of different treatment approaches on the removal of early plaque biofilms and the viability of SAOS2 osteoblasts grown on titanium implants. *Clin Oral Investig.* 2005 Jun;9(2):111-7. Epub 2005 Apr 20.
- Takasaki AA, Aoki A, Mizutani K, Kikuchi S, Oda S, Ishikawa I. Er:YAG laser therapy for peri-implant infection: a histological study. *Lasers Med Sci.* 2007 Sep;22(3):143-57. Epub 2007 Jan 12.
- Vescovi P, Del Vecchio A, Manfredi M, Fornaini C, Tenore G, Romeo U. The use of laser for treatment of oral mucosa diseases. *Dental Cadmos.* 2009;10(3):77.

Paragrafo 15.3

- Battiston B, Tos P, Conforti G, Vercellotti T. Piezosurgery in hand surgery. *Riv Chir Mano.* 2006;43(3):268-70.
- Catuna MC. Sonic surgery. *Ann Dent.* 1953;12:100.

- Crosetti E, Battiston B, Succo G. Piezosurgery in head and neck oncological and reconstructive surgery: personal experience on 127 cases. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2009 Feb;29(1):1-9.
- Curie J. and P. Développement par compression de l'électricité polaire dans les cristaux hémédres à faces inclinées. *Bull Soc Minéral Fr* 1880;3:90-3.
- Eggers G, Klein J, Blank J, Hassfeld S. Piezosurgery: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2004 Oct;42(5):451-3.
- Flemmig TF, Petersilka GJ, Mehl A, Hickel R, Klaiber B. The effect of working parameters on root substance removal using a piezoelectric ultrasonic scaler in vitro. *J Clin Periodontol.* 1998 Feb;25(2):158-63.
- Heiland M, Blessmann M, Pohlenz P, Li L, Schmelzle R, Blake F. Intraoral osteotomies using piezosurgery for distraction in an infant with Pierre-Robin sequence. *Clin Oral Investig.* 2007 Sep;11(3):303-6. Epub 2007 Jan 3.
- Hoigne DJ, Stübinger S, Von Kaenel O, Shamdasani S, Hasenboehler P. Piezoelectric osteotomy in hand surgery: first experiences with a new technique. *BMC Musculoskelet Disord.* 2006 Apr 12;7:36.
- Labanca M, Azzola F, Vinci R, Rodella LF. Piezoelectric surgery: twenty years of use. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Jun;46(4):265-9. Epub 2008 Mar 14. Review
- Lea SC, Landini G, Walmsley AD. Ultrasonic scaler tip performance under various load conditions. *J Clin Periodontol.* 2003 Oct;30(10):876-81.
- Schaller BJ, Gruber R, Merten HA, Kruschat T, Schliephake H, Buchfelder M, Ludwig HC. Piezoelectric bone surgery: a revolutionary technique for minimally invasive surgery in cranial base and spinal surgery? Technical note. *Neurosurgery.* 2005 Oct;57(4 Suppl):E410; discussion E410.
- Schlee M. Ultraschallgestützte Chirurgie-grundlagen und Möglichkeiten. *Z Zahnärztl Impl* 2005;s21(1):48-59.
- Sortino F, Pedullà E, Masoli V. The piezoelectric and rotatory osteotomy technique in impacted third molar surgery: comparison of postoperative recovery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Dec;66(12):2444-8.
- Torrella F, Pitarch J, Cabanes G, Anitua E. Ultrasonic osteotomy for the surgical approach of the maxillary sinus: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Sep-Oct;13(5):697-700.
- Vercellotti T, De Paoli S, Nevins M. The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2001 Dec;21(6):561-7.
- Vercellotti T. Piezoelectric surgery in implantology: a case report--a new piezoelectric ridge expansion technique. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2000 Aug;20(4):358-65.
- Vercellotti T. Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery. *Minerva Stomatol.* 2004 May;53(5):207-14. Review. English, Italian.
- Walmsley AD, Laird WR, Lumley PJ. Ultrasound in dentistry. Part 2--Periodontology and endodontics. *J Dent.* 1992 Feb;20(1):11-7. Review.
- reciprocating scaling instruments. *J Clin Periodontol.* 1992 Sep;19(8):560-9.
- Khambay BS, Walmsley AD. Acoustic microstreaming: detection and measurement around ultrasonic scalers. *J Periodontol.* 1999 Jun;70(6):626-31.
- Laird WR, Walmsley AD. Ultrasound in dentistry. Part 1--Biophysical interactions. *J Dent.* 1991 Feb;19(1):14-7. Review.
- Lea SC, Landini G, Walmsley AD. Vibration characteristics of ultrasonic scalers assessed with scanning laser vibrometry. *J Dent.* 2002 May;30(4):147-51.
- Lie T, Leknes KN. Evaluation of the effect on root surfaces of air turbine scalers and ultrasonic instrumentation. *J Periodontol.* 1985 Sep;56(9):522-31.
- Luker J. The pacemaker patient in the dental surgery. *J Dent.* 1982 Dec;10(4):326-32.
- Miller CS, Leonelli FM, Latham E. Selective interference with pacemaker activity by electrical dental devices. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998 Jan;85(1):33-6.
- Setcos JC, Mahyuddin A. Noise levels encountered in dental clinical and laboratory practice. *Int J Prosthodont.* 1998 Mar-Apr;11(2):150-7.
- Simon AB, Linde B, Bonnette GH, Schlentz RJ. The individual with a pacemaker in the dental environment. *J Am Dent Assoc.* 1975 Dec;91(6):1224-9.
- Trenter SC, Walmsley AD. Ultrasonic dental scaler: associated hazards. *J Clin Periodontol.* 2003 Feb;30(2):95-101.
- Walmsley AD, Williams AR, Laird WR. Acoustic absorption within human teeth during ultrasonic descaling. *J Dent.* 1986 Feb;14(1):2-6.
- Williams AR, Chater BV. Mammalian platelet damage in vitro by an ultrasonic therapeutic device. *Arch Oral Biol.* 1980;25(3):175-9.

Paragrafo 15.4

- Akesson I, Lundborg G, Horstmann V, Skerfving S. Neuropathy in female dental personnel exposed to high frequency vibrations. *Occup Environ Med.* 1995 Feb;52(2):116-23.
- American Academy of Periodontology. Sonic and ultrasonic scalers in periodontics. *J Periodontol* 2000;71:1792-1801. NON TROVATO IN MED LINE
- Arabaci T, Cıçek Y, Canakçı CF. Sonic and ultrasonic scalers in periodontal treatment: a review. *Int J Dent Hyg.* 2007 Feb;5(1):2-12. Review.
- Busslinger A, Lampe K, Beuchat M, Lehmann B. A comparative in vitro study of a magnetostriuctive and a piezoelectric ultrasonic scaling instrument. *J Clin Periodontol.* 2001 Jul;28(7):642-9.
- Harrel SK, Barnes JB, Rivera-Hidalgo F. Aerosol and splatter contamination from the operative site during ultrasonic scaling. *J Am Dent Assoc.* 1998 Sep;129(9):1241-9.
- Jotikasthira NE, Lie T, Leknes KN. Comparative in vitro studies of sonic, ultrasonic and

CAPITOLO 16

RICERCA E ANALISI AL MICROSCOPIO

16.1 Concetti generali di microscopia

16.1.1 Microscopia ottica

L'analisi al microscopio ottico di preparati istologici non decalcificati mostra che essi presentano differenze rispetto ai preparati eseguiti con tecniche tradizionali. Infatti tali preparati, ottenuti con tecniche di microabrasione, presentano uno spessore di circa 50-80 μ , notevolmente maggiore rispetto a quello delle sezioni ottenute con il microtomo in paraffina. Le dimensioni dello spessore del pezzo non permettono un'osservazione ad elevati ingrandimenti della zona della interfaccia perché essa tende ad apparire sfumata. L'osservazione al microscopio ottico di tali preparati istologici fornisce però numerose informazioni sulla natura e sulla precisione di chiusura di un manufatto protesico e dente, presenza di gap, di batteri e processi di decalcificazione (caries). Molto utile per lo studio della eventuale presenza di processi infiammatori gengivali.

16.1.2 Microscopia a scansione elettronica (SEM)

L'analisi ultrastrutturale dei rapporti tra tessuti dentali e protesi può presentare alcune difficoltà. Queste possono essere, in parte, risolte e superate attraverso tecniche di microscopia elettronica a scansione o a trasmissione. La microscopia elettronica a scansione utilizza un fascio di elettroni che viene accelerato sul campione in studio, all'interno di una camera sottovuoto spinto, ed una differenza di potenziale dell'ordine di Kv tra il campione ed il filamento di emissione. Un detector provvede a rilevare gli elettroni riflessi dal campione che vengono trasformati in immagini da un computer. In questo modo è possibile esaminare dettagliatamente le caratteristiche superficiali dei campioni, quindi ci consente di valutare e quantizzare gli spessori dei gap e

la precisione di chiusura della protesi sul dente. È possibile, invece, attraverso tecniche particolari di ausilio alla microscopia elettronica a scansione, procedere ad una analisi chimica semiquantitativa degli elementi presenti nel campione. L'acqua deve essere eliminata dai campioni biologici, dove è presente in una elevata percentuale, prima che questi vengano osservati al SEM; infatti l'acqua, evaporando nella camera elettronica, che, come sappiamo si trova sottovuoto, produrrebbe una contaminazione della camera stessa. Il processo di evaporazione dell'acqua presenta però alcuni inconvenienti; si viene a determinare, infatti, una leggera contrazione da disidratazione dei tessuti, e questo fatto potrebbe causare problemi nella analisi dei rapporti dente e protesi ad alti ingrandimenti.

16.1.3 Microscopia a trasmissione elettronica (TEM)

Nella microscopia elettronica a trasmissione un fascio di elettroni viene diretto sul campione, ma stavolta il detector rileva gli elettroni che attraversano il campione, andando a differenziare, mediante una scala di grigi, le zone che trattengono più elettroni da quelle che li lasciano passare più o meno liberamente. I campioni devono essere di spessore molto sottile, dell'ordine di alcune decine di nanometri, proprio per permettere il passaggio degli elettroni. La microscopia elettronica a trasmissione presenta però tre problemi: il primo legato alla difficoltà di sezionare il dente e i tessuti calcificati in spessori molto sottili; il secondo relativo alla impermeabilità dei sali di calcio agli elettroni; il terzo legato all'impossibilità di sezionare la protesi. Quindi la tecnica risulta scarsamente utilizzata per lo studio della precisione dei materiali usati in protesi.

16.1.4 Microscopia elettronica a scansione laser (LSM)

Questa tecnica permette una sezione ottica del campio-

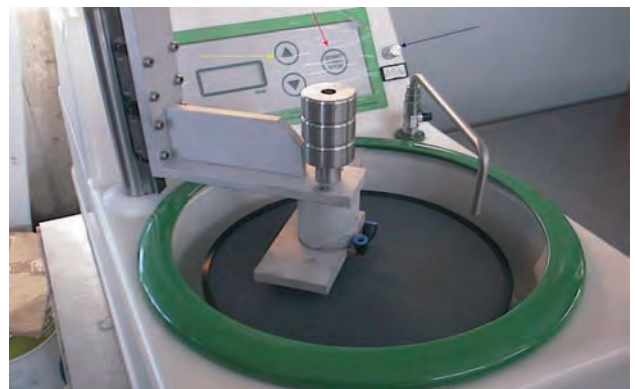


FIG. 1 Dispositivo utilizzato per la realizzazione di sezioni contenenti metalli.

ne in esame, con l'eliminazione di piani che sono fuori fuoco e la possibilità di realizzare sezioni seriate del campione stesso. L'uso di un fascio monocromatico permette inoltre di ottenere un leggero aumento del potere di risoluzione. È possibile infine mettere in evidenza zone fluorescenti ed autofluorescenti e la realizzazione di una ricostruzione in 3D dei preparati.

16.2 Tecniche microscopiche per l'analisi dell'interfaccia tessuti e materiali protesici

Tra le tecniche microscopiche per l'analisi istologica dei tessuti mineralizzati e dei biomateriali si annovera l'inclusione in paraffina, previa decalcificazione della porzione mineralizzata dei tessuti duri e rimozione del biomateriale. Tale metodica comportava però la perdita sia di una notevole quantità di tessuto mineralizzato, che non era più visibile nel preparato finale, sia dei rapporti tra tessuti e biomateriali; inoltre la decalcificazione eseguita con acidi provocava l'alterazione degli enzimi biologici con l'impossibilità di eseguire una valida colorazione istochimica; infine era praticamente impossibile sezionare una capsula protesica con la lama del microtomo.

Un'altra metodica per lo studio dell'interfaccia tra il dente e il manufatto protesico è quella che non prevede la decalcificazione dei tessuti duri. I pezzi vengono sottoposti ad infiltrazione ed inclusione in resine epossidiche e metacriliche, in sostituzione della paraffina.

Gli strumenti istologici utilizzati per sezionare le inclusioni in resina sono molto differenti rispetto a quelli presenti nel tradizionale laboratorio istologico, infatti è necessario utilizzare una sega a nastro o a disco invece del microtomo.

Si intuisce come sia estremamente importante nello studio dei biomateriali in odontoiatria conservatrice, protesi e parodontologia, ottenere in maniera consistente e riproducibile vetrini istologici relativamente sottili ($50-80\ \mu\text{m}$), in maniera tale da poter studiare in dettaglio la precisione dei manufatti protesici.

Le fasi per la realizzazione di una sezione di dente e capsula prevedono:

- immersione del pezzo in fissativo;
- disidratazione con scala di alcool a gradazione crescente;
- infiltrazione con resine epossidiche e a base di metilmetacrilato;
- sezione del blocchetto contenente il dente e il manufatto protesico;
- riduzione di spessore del preparato con la microabrasione;
- colorazione;
- osservazione al microscopio ottico, microscopio elettronico a trasmissione (TEM) solo per i tessuti, microscopio a scansione elettronica (SEM), microscopio a scansione laser.



FIG. 2 Sezione di un impianto e moncone: si nota l'adattamento del moncone con la porzione interna dell'impianto.



FIG. 3 Si nota lo scarso adattamento della vite di serraggio alla filettatura dell'impianto.

16.2.1 Sistema di taglio

L'unità di taglio è costituita da un disco diamantato mobile ed il pezzo da sezionare che è invece immobile, bloccato sul telaio della macchina; inoltre possiede diversi sistemi di bloccaggio per poter sezionare con molta semplicità i tessuti. Il disco tagliente è guidato da due binari con pattini a ricircolo di sfere e si muove con un movimento perfettamente parallelo al pezzo da sezionare, la cui velocità di scorrimento è regolata da un motore a passo continuo ed una velocità di avanzamento variabile, in modo da calibrarne anche la forza di taglio. Il sistema di avanzamento del disco è dotato di una frizione che permette di calibrare la forza, in modo automatico, qualora la velocità di adattamento non sia adeguata alla velocità di taglio: senza questa frizione si rischierebbe la rottura del disco o del pezzo istologico. Tale pezzo, bloccato tramite il vuoto creato da una pompa a movimento circolare, è guidato da un micrometro ad avanzamento progressivo di $10\ \mu\text{m}$ (fig. 2), in modo tale da riuscire a regolare lo spessore di taglio riuscendo ad ottenere sezioni di circa $100\ \mu\text{m}$; se l'operatore è esperto si possono ottenere delle sezioni anche di $70\ \mu\text{m}$. Una volta stabilito lo spessore di taglio, il dispositivo portavetrino ed il micrometro vengono bloccati da due viti per evitare che eventuali vibrazioni, sviluppate durante la fase di taglio, possano determinare degli spostamenti del

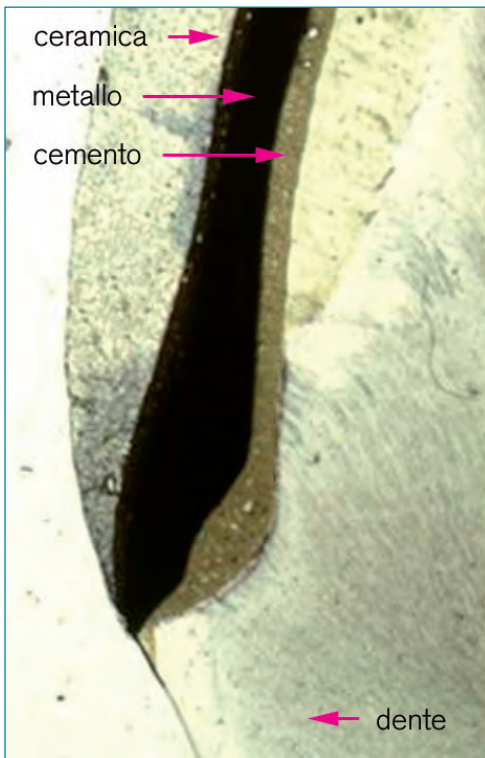


FIG. 4 Valutazione degli strati di una capsula cementata su un elemento dentario.

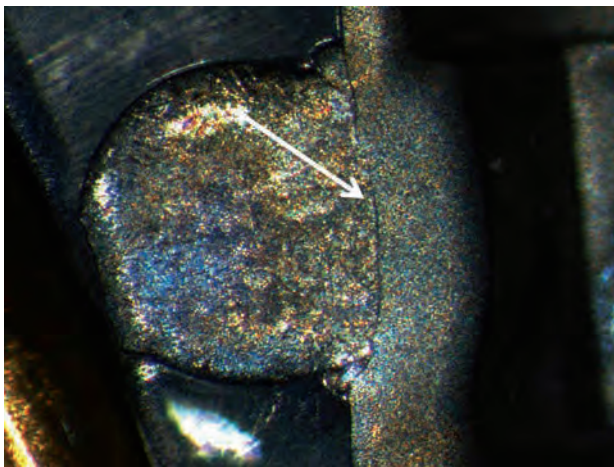


FIG. 5 La sezione consente di valutare la saldatura tra due metalli usati per costruire una barra protesica. La freccia evidenzia un micro gap in microscopia ottica.

micrometro stesso. Durante la fase di taglio il disco diamantato pesca in una vaschetta piena di acqua, in maniera tale da evitare il surriscaldamento del disco stesso e del pezzo istologico.

16.2.2 Sistema di microabrasione

Il sistema di microabrasione è costituito da un disco

rotante e da un dispositivo portablocchetto fornito di una vite micrometrica e da una pompa a depressione. Il disco è dotato di un movimento rotativo a velocità variabile da 0 a 400 giri al minuto, mentre il dispositivo portablocchetto possiede un doppio movimento: uno verticale che permette di avvicinare o allontanare il preparato dalla parte attiva del disco rotativo, grazie alla guida di binari di precisione a ricircolo di sfere; l'altro che, facendo poggiare il portablocchetto sul disco in rotazione, per forza di inerzia, gira in senso inverso. Al dispositivo portablocchetti si possono applicare dei pesetti allo scopo di calibrare la forza e la velocità di abrasione. Il micrometro, invece, serve per stabilire la riduzione dello spessore del pezzo, ed, anche, per bloccare la rotazione del disco una volta arrivati allo spessore prestabilito. Sul disco possono essere applicati dei fogli di carta abrasiva, fatti aderire tramite un piccolo strato di acqua; tali fogli presentano l'importante funzione di parallelizzare il blocchetto e di ridurre lo spessore del vetrino.

Il blocchetto ed il vetrino vengono bloccati sul dispositivo portablocchetto tramite una pompa a vuoto. Ottenuto il vetrino si procede alla colorazione per contrastare i diversi tessuti. La colorazione consente di distinguere con chiarezza i batteri e i tessuti dentali dai tessuti molli.

Bibliografia

Paragrafo 16.1

- Bonfield W, Luklinska ZB. High-resolution electron microscopy of a bone implant interface. In: Davies JE. Bone biomaterial interface. Toronto: Toronto University Press; 1991. pg 89-94.
- Boyde A, Wolfe LA, Jones SJ, Vesely P, Maly M. Microscopy of bone cells, bone tissue, and bone healing around implants. *Implant Dent* 1992;1:117-25.
- Christiansen DL, Pins G, Silver FH. A simple freeze fracture technique for scanning electron microscopy of collagenous biomaterials. *Cell Mater* 1993;3:189-91.
- De Lange G, De Putter C. Structure of the bone interface to dental implants in vivo. *J Oral Implantol* 1993;19:123-35.
- Hanthamrongwit M, Grant MH, Wilkinson R. Confocal Laser Scanning Microscopy (CLSM) for the study of collagen sponge microstructure. *J Biomed Mater Res* 1994;24:213-16.
- Linder L. Ultrastructure of the bone-cement and the bone-metal interface. *Clin Orthop Relat res* 1992;276:147-156
- Sennerby L. On the bone tissue response to titanium implants. Ph.D. Dissertation, University of Goteborg, 1991.
- Steflik DE, Sisk AL, Parr GR, Hanes PJ, Lake FT, Brewer P, Horner J, McKinney RV. Correlative transmission electron microscopic and scanning electron microscopic observations of the tissues supporting endosteal blade implants. *J Oral Implantol* 1992;18:110-20.
- Steflik DE, Parr GR, Singh BB, Lake FT, Sisk AL, Howell FV, Shelton TW. Light microscopic and scanning electron microscopic analyses of dental implants retrieved from humans. *J Oral Implantol* 1994;20:8-24.
- Steflik DE, Parr GR, Sisk AL, Hanes PJ, Lake FT, Gardner LK, Berkery DJ. Morphology of the bone that supports endosteal dental implants. Transmission electronic microscopic and high voltage electron microscopic observations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1993;76:467-75.

Paragrafo 16.2

- Donath K, Breuner G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Saegge-Schliff technique. *J Oral Pathol* 1982;11:318-26.
- Emmanuel J, Hornbeck C, Bloeman RD. A polymethyl methacrylate method for large specimens of mineralized bone with implants. *Stain Technol* 1987;62:401-10.
- Favero GA, Mazzoleni S, Scarano A. Cenni di embriologia, istologia, fisiologia dell'osso e generalità sui materiali da innesto in osteointegrazione: lo stato dell'arte. Capitolo 3. In: Favero GA, Simion M, Piattelli A. *Rigenerazione guidata dei tessuti & osteointegrazione*. Bologna: Ed. Martina; 1997.
- Favero GA, Simion M, Piattelli A. *Rigenerazione guidata dei tessuti & osteointegrazione*. Bologna: Ed. Martina; 1997.
- Fontana E, Trisi P, Piattelli A. Freeze-dried dura mater for guided tissue regeneration in post-extraction dental implants: a clinical and microscopical study. *J Periodontol* 1994;65:658-65.
- Gottfredsen K, Budtz-Jorgensen E, Jensen LN. A method for preparing and staining histological sections containing titanium implants for light microscopy. *Stain Technol* 1989;64:121-7.
- Hipp JA, Brunski JB, Lochran GVB. Method for histological preparation of bone sections containing titanium implants. *Stain Technol* 1987;62:247-52.
- Liu CC. A simplified technique for low temperature methyl methacrylate embedding. *Stain Technol*. 1987 May;62(3):155-9.
- Murie-Lambert E, Banford AB, Folger RL. Histological preparation of implanted biomaterials for light microscopic evaluation of the implant-tissue interaction. *Stain Technol* 1989;64:19-24.
- Piattelli A, Favero GA, Scarano A. *Dalla ricerca alla clinica in osteointegrazione*. Bologna: Ed. Martina; 1996.
- Piattelli A, Quaranta M, Calabrese L, Scarano A, Piattelli M. *Atlante di istologia impiantare*. Bologna: Ed. Martina; 1996.
- Piattelli A, Scarano A. Introduzione. Basi biologiche e fisiologia della rigenerazione guidata. Capitolo 1. In: Favero GA, Simion M, Piattelli A. *Rigenerazione guidata dei tessuti & osteointegrazione*. Bologna: Ed. Martina; 1997.
- Scarano A, Favero GA, Fiera E, Piattelli A. Histological Analysis of Soft Tissues Biomaterial Interface – Relevance to Dental Implant. In: An YH, Martin KL. *Handbook of histology methods for bone and cartilage*. Totowa, New Jersey, USA: The Humana Press, 2003. pp. 439-445.
- Scarano A, Iezzi G, Piattelli A. Common Fixatives In Hard Tissue Histology. In: An YH, Martin KL. *Handbook of histology methods for bone and cartilage*. Totowa, New Jersey, USA: The Humana Press, 2003. pp. 159-165.
- Scarano A, Orsini G, Piattelli A. Infiltration Techniques and Results in Different Types of Resin. In: An YH, Martin KL. *Handbook of histology methods for bone and cartilage*. Totowa, New Jersey, USA: The Humana Press, 2003. pp.199-206.
- Scarano A, Petrone G, Piattelli A. Several Staining Techniques for Plastic Embedded Specimens. In: An YH, Martin KL. *Handbook of histology methods for bone and cartilage*. Totowa, New Jersey, USA: The Humana Press, 2003. pp. 265-269.
- Scarano A, Piattelli M. I Biomateriali. Capitolo 7. In: Novello G. *Implantologia Pratica*. New Service International; 2005. Pp. 81-92.
- Scarano A, Piattelli M. Le superfici implantari. Capitolo 2. In: Novello G. *Implantologia Pratica*. New Service International; 2005. Pp. 21-32.
- Scarano A, Quaranta M, Piattelli A. Bone Sectioning Using the Precise 1 Automated Cutting System. In: An YH, Martin KL. *Handbook of histology methods for bone and cartilage*. Totowa, New Jersey, USA: The Humana Press, 2003.

CAPITOLO 17

PROTESI FISSA

INTRODUZIONE

Si intende per protesi fissa o cementata una protesi che ricostruisce singoli elementi e/o sostituisce porzioni parziali di dentatura mancante. Tale protesi può avere ancoraggio su elementi dentali o su impianti e, una volta cementata agli elementi dentari di sostegno, non è rimovibile dal cavo orale del paziente.

Se il restauro si riferisce ad un elemento singolo si usa il termine corona, se il restauro si riferisce a una struttura con più elementi, solitamente utilizzata per riabilitare aree edentule, si usa il termine ponte. Per consentire l'ancoraggio della protesi fissa, gli elementi dentari di sostegno (pilastri protesici) dovranno subire una preparazione che conferisca loro una forma idonea all'inserimento del manufatto protesico.

La preparazione dell'elemento dentario comporta la perdita di tessuto dentale necessaria ad ottenere una forma compatibile con l'inserimento della protesi sul pilastro protesico. Esistono diversi tipi di preparazione protesica che sono riconducibili fondamentalmente a due grandi famiglie: preparazioni totali e preparazioni parziali.

Si intende per preparazione totale una riduzione che coinvolga l'intero perimetro della corona dentale, atta a conferire una forma cilindro-conica che consenta l'inserimento della protesi sul pilastro protesico.

Si intende per preparazione parziale una riduzione più conservativa che si limita alla sola porzione buccale e occlusale del dente, risparmiando la porzione vestibolare. Tale riduzione è di forma più complessa: le preparazioni parziali trovano indicazione in un trattamento riabilitativo più conservativo. La scelta del tipo di preparazione attuabile è solitamente condizionata dalle esigenze di ritenzione e di estetica del manufatto protesico.

La protesi fissa può essere costituita da diversi materiali (metallo, ceramica, resine ecc). Si divide in pro-

tesi fissa provvisoria (di breve o di lungo periodo) e in protesi fissa definitiva.

Vantaggi:

- › riabilitazione meccanicamente simile alla dentatura naturale;
- › estetica;
- › confort.

Svantaggi:

- › costi;
- › terapie lunghe (devitalizzazioni, cure parodontali e altro).

17.1 Impronte e modelli di studio

L'impronta è l'impressione o stampo o forma negativa delle arcate dentarie dalla quale si può ottenere, per mezzo di una colata (solitamente di gesso), una riproduzione positiva o modello.

È importante nella pianificazione di una riabilitazione protesica disporre di impronte delle condizioni originali delle arcate dentarie, da cui si otterranno i modelli di studio.

Le prime impronte solitamente sono realizzate utilizzando un portaimpronte standard, scelto in base alla misura delle arcate dentarie. Tale portaimpronte dovrà inserirsi agevolmente, senza che i bordi possano interferire con i denti. Per tale motivo, la scelta ricadrà su un portaimpronte standard di misura più larga di 5-8 mm rispetto alle arcate dentarie.

Si potranno praticare eventuali modifiche al portaimpronte, utilizzando cera da bordaggio, per garantire un sostegno completo al materiale da impronta su tutta l'estensione dell'arcata dentaria.

Una volta testato l'inserimento nel cavo orale del portaimpronte, prima di riempirlo con il materiale da impronta, si dovrà procedere ad applicare sullo stesso un adesivo per evitare il possibile distacco del materiale dal portaimpronte durante le manovre di rimozione dal cavo orale. L'utilizzo dell'adesivo è particolarmente importante in presenza di aree di sottosquadro.

Il materiale da impronta più utilizzato per i modelli di studio è l'alginato, materiale economico, di facile gestione, che fornisce una impronta sufficientemente precisa alle valutazioni iniziali.

Il materiale viene preparato per miscelazione del corretto rapporto tra polvere e acqua. Tale operazione può avvenire manualmente o meccanicamente sotto vuoto. La preparazione manuale richiede abilità dell'operatore che, con una ciotola e una spatola, miscela il materiale compiendo movimenti ad otto, alternando lo spatolamento allo schiacciamento dell'impasto sulla parete della ciotola per ridurre l'inclusione di bolle d'aria. Il tempo di lavorazione è influenzato dalla temperatura ambiente: il caldo accelera la reazione di indurimento dell'alginato. Nelle stagioni estive può essere quindi utile conservare l'acqua in frigorifero per ottenere un tempo di

lavorazione sufficientemente lungo.

Una volta ottenuto un impasto omogeneo di consistenza adeguata, si procederà al riempimento del cucchiaio portaimpronte precedentemente provato.

Si inserisce il portaimpronte nel cavo orale e si attende l'indurimento del materiale, dopodiché si dovrà rimuovere l'impronta con un movimento deciso per evitare di imprimere deformazioni sul materiale.

L'impronta in alginato deve essere colata il prima possibile. Qualora non sia possibile colarla subito presso lo studio, il contenitore deve garantire al suo interno il mantenimento della saturazione dell'umidità, per evitare la contrazione del materiale. Il trasporto deve essere sempre eseguito in contenitori rigidi, con adeguato imballaggio dell'impronta.

17.2 Progettazione in protesi fissa

La progettazione di una protesi fissa richiede valutazioni cliniche e funzionali non realizzabili con il solo esame clinico diretto del cavo orale. È sempre necessario associare alla valutazione intraorale la realizzazione dei modelli di studio e disporre di radiografie per valutare lo stato di salute endo-parodontale degli elementi dentari presenti (radiografia endorale, status, ortopantomografia ecc).

Per la progettazione è necessario disporre di modelli di studio delle due arcate, nei casi complessi è utile che tali modelli siano montati in un corretto rapporto oclusale su un articolatore a valori medi. In tal caso, oltre alle impronte per il modello di studio, si dovranno registrare i rapporti oclusali tra le arcate con delle cere di masticazione e la posizione del mascellare superiore rispetto ai piani di riferimento, utilizzando un arco facciale.

Con i modelli di studio montati in articolatore è possibile procedere a una valutazione che sarebbe impossibile eseguire direttamente nel cavo orale. Diventa così possibile valutare, da tutti i punti di vista, senza l'interferenza di guance e lingua:

- › forma e posizione degli elementi dentali;
- › overjet e overbite;
- › rapporti oclusali;
- › faccette d'usura;
- › curve di Spee e Wilson;
- › spazi interdentali;
- › inclinazione del piano oclusale;
- › spazi interocclusali (specialmente nelle zone edentule).

Partendo da questi modelli, con i dati clinici raccolti nella valutazione intraorale e nello studio radiologico, si inizierà a progettare la riabilitazione protesica fissa, si modellerà con della cera il progetto di ricostruzione (ceratura diagnostica).

Le prime considerazioni da fare in fase di progettazione devono includere vari parametri tra cui:

- › il tipo di edentulia parziale (edentulia distale o edentulia intercalata);

- › la valenza estetica della riabilitazione protesica (settori anteriori o posteriori, grado di esposizione degli elementi dentari): scelta del tipo di preparazione;
- › la lunghezza della lacuna edentula (numero di elementi mancanti);
- › la capacità degli elementi dentari limitrofi alla lacuna di sostenere il carico funzionale degli elementi dentari mancanti (numero di elementi dentari coinvolti - legge di Ante);
- › la ritenzione offerta dagli elementi dentari limitrofi (altezza clinica delle corone e superficie del moncone);
- › lo stato di salute parodontale degli elementi limitrofi;
- › la resistenza meccanica al carico dei denti limitrofi (vitalità, trattamenti endodontici, grado di integrità strutturale della corona);
- › la forza oclusale esercitata dagli elementi antagonisti (numero di elementi contrapposti, eventuale bruxismo).

La valutazione di tutti questi parametri indirizzerà il clinico sulla scelta del tipo di preparazione possibile (totale o parziale).

17.3 Set up e ceratura diagnostica di P.K. Thomas

La modellazione dei denti per aggiunta di cera è di fondamentale importanza, perché è essenziale ai fini diagnostici nelle riabilitazioni protesiche e conservative.

Il primo metodo ideato fu quello secondo la tecnica di Payne, rivisto e poi perfezionato da P.K. Thomas. Ultima e forse di maggior diffusione è la tecnica di ceraggio secondo Lundeen.

Nella seconda metà del XX secolo P.K. Thomas propose il suo concetto d'occlusione organica. Il suo schema oclusale e il suo manuale di modellazione oclusale in cera ebbero un'enorme diffusione.

Ai giorni d'oggi, l'occlusione organica di P.K. Thomas, nelle riabilitazioni protesiche, ha visto ridursi notevolmente le sue indicazioni. Infatti la gnatologia moderna ha fatto cadere uno dei paradigmi fondamentali dell'occlusione organica: la corrispondenza oclusale in centrica con la posizione di massima retrusione condilare. Nonostante questo, la tecnica di modellazione oclusale in cera di P.K. Thomas rimane uno dei migliori strumenti didattici per comprendere l'anatomia oclusale dell'apparato stomatognatico.

17.3.1 L'occlusione cuspid-fossa secondo P.K. Thomas

Nell'occlusione cuspid-fossa il rapporto tra gli elementi è di contatto dente a dente. Tutte le cuspidi di supporto stabiliscono un contatto con le fosse dei

denti antagonisti.

Tra gli anni '60 e '70 il prof. P.K. Thomas teorizzò questo schema occlusale, chiamato "organico", e sviluppò la tecnica di modellazione occlusale in cera secondo il contatto cuspid-fossa.

CUSPIDI DI SUPPORTO MANDIBOLARI (VESTIBOLARI)		ANTAGONISTA
I premolare		fossa mesiale I premolare
II premolare		fossa mesiale II premolare
I molare	cuspid mesio-vestibolare	fossa mesiale del I molare
	cuspid disto-vestibolare	fossa centrale del I molare
	cuspid distale	fossa distale del I molare
II molare	cuspid mesio-vestibolare	fossa mesiale del II molare
	cuspid disto-vestibolare	fossa centrale del II molare
	cuspid distale	

TAB. 1 Contatti tra le cuspidi di supporto mandibolari e i denti antagonisti nell' occlusione cuspid-fossa.

CUSPIDI DI SUPPORTO MASCELLARI (PALATINE)		ANTAGONISTA
I premolare		fossa distale del I premolare
II premolare		fossa distale del II premolare
I molare	cuspid mesio-palatina	fossa centrale del I molare
	cuspid disto-palatina	fossa distale del I molare
II molare	cuspid mesio-palatina	fossa centrale del II molare
	cuspid disto-palatina	fossa distale del II molare

TAB. 2 Contatti tra le cuspidi di supporto mascellari e i denti antagonisti nell' occlusione cuspid-fossa.

Secondo l'autore una riabilitazione parziale o totale dei denti posteriori, deve seguire le seguenti regole fondamentali:

- › l'occlusione deve tagliare e trattenere i cibi;
- › il paziente deve chiudere in entrambi i lati contemporaneamente in relazione centrica (posizione di massima retrusione mandibolare non forzata);
- › durante la masticazione le forze occlusali si trasmettono sull'asse lungo del dente;
- › dare al paziente un confort ottimale;
- › i denti non devono guidare la chiusura ma devono dare solo uno stop occlusale;
- › incisivi e canini in relazione centrica devono avere un contatto occlusale leggero, così da permettere un'immediata disclusione dei settori posteriori in ogni movimento eccentrico della mandibola (guida incisiva e guida canina).

Nonostante in natura l'occlusione con lo schema dente-due denti sia comunemente presente (95%), l'occlusione cuspid-fossa presentata da P.K. Thomas riscosse un enorme successo, soprattutto in campo protesico.

Secondo l'autore, i vantaggi di questo schema occlusale sono:

- › creando una corrispondenza tra cuspidi-fosse e relazione centrica si ottiene una situazione di grande stabilità occlusale in massima intercuspidação;
- › le forze sviluppate dall'occlusione possono essere scaricate lungo l'asse lungo degli elementi dentari;
- › si evita l'effetto cuneo derivante dal contatto tra cuspidi e spazi interdentali antagonisti che tende a spingere il cibo tra i due denti e a ledere i tessuti parodontali;
- › ogni singola cuspid di supporto stabilisce il contatto con la fossa antagonista in tre diversi punti (contatto a tripode). I tre contatti sono sul versante mesiale, versante distale e versante interno della cuspid. Questo contatto a tripode permette di preservare la punta della cuspid di supporto che, non venendo a contatto con il dente antagonista, non viene abrasa nel tempo;
- › la superficie piccola (circa 4 mm²) di contatto tra i denti permette di avere una grande capacità di taglio.

17.3.2 La modellazione in cera secondo P.K. Thomas

Per stabilire dei rapporti occlusali cuspid-fossa, bisogna modellare contemporaneamente i due quadranti antagonisti.

La ceratura degli elementi policuspidati secondo la tecnica di P.K.Thomas si può dividere in sette fasi:

- › modellazione dei coni cuspidali;
- › modellazione delle creste marginali;
- › modellazione delle creste triangolari e delle creste oblique;
- › modellazione dei solchi di sviluppo;
- › modellazione dei solchi supplementari;
- › modellazione delle creste supplementari;
- › controllo delle fosse.

17.3.2.1 Strumentario necessario

- › Articolatore (requisiti minimi: movimenti di apertura-chiusura, lateralità e protrusione).
- › Bunsen.
- › Set da modellazione di P.K. Thomas.
- › Spatola Hylin.
- › Cera collante.
- › Cera da modellazione in vari colori.
- › Stereato di zinco o talco (servono per valutare i contatti occlusali sulla cera).
- › Cartine d'articolazione.
- › Pennello a setole morbide.
- › Frese da gesso o lima da laboratorio.
- › Matita.

RELAZIONE TRA COLORI DELLA CERA E STRUTTURE DURANTE LA MODELLAZIONE	
Giallo	Coni cuspidali
Verde	Creste cuspidali
Rosso	Creste triangolari
Blu	Creste marginali

TAB. 3 Scelta dei colori della cera durante la modellazione.

Set da modellazione di P.K. Thomas

Thomas ha creato un apposito kit, formato da 5 strumenti, per la modellazione occlusale in cera.

- › **Strumento n. 1.** Vista la sua curvatura, è ideale per l'apposizione della cera. Viene utilizzato per la realizzazione dei coni cuspidali.
- › **Strumento n. 2.** Presenta la stessa forma del n.1, ma dimensioni più sottili. Viene utilizzato per la modellazione delle creste e dei versanti cuspidali.
- › **Strumento n. 3.** Presenta all'estremità due cunei necessari per modellare e rifinire le fossette.
- › **Strumento n. 4.** Viene utilizzato per rifinire i coni cuspidali e modellare i versanti vestibolari.
- › **Strumento n. 5.** Viene utilizzato per modellare le creste triangolari.

17.3.2.2 Preparazione dei modelli alla ceratura

Una volta montati i modelli in articolatore, si segnano con la matita le punte delle cuspidi e le loro creste mesiali e distali, tenendo la matita perpendicolare ad esse.

Per ogni cuspidale, poi, si traccia una linea verticale che dalla punta cuspidale arriva fino al margine gengivale. Segnati con la matita questi riferimenti, si elimina con una lima o con una fresa il 1/3 occlusale dei denti posteriori. Si depone poi un sottile strato di cera collante su tutte le superfici così preparate.

17.3.2.3 Modellazione dei coni cuspidali

Con una cera gialla si modellano i coni cuspidali. I coni vengono modellati tutti nello stesso momento. Parte fondamentale e molto difficile della ceratura di P.K. Thomas è proprio la progettazione della posizione dei coni cuspidali. La dimensione verticale verrà mantenuta dall'articolatore, mentre si progetteranno i coni cuspidali e le loro relazioni con le future fosse antagoniste. Nella figura 1 è riproposto lo schema che Thomas ha sviluppato per il posizionamento corretto dei coni cuspidali. Indicativamente le cuspidi di supporto mascellari vengono poste in corrispondenza della metà del diametro vestibolo-linguale dei denti dell'arcata inferiore e viceversa per le cuspidi di supporto mandibolari. Una volta posizionati i coni cuspidali secondo lo schema proposto, l'occlusione (statica) e la sua funzione (dinamica) comporteranno eventuali modifiche nella posizione e nelle dimensioni dei coni cuspidali.

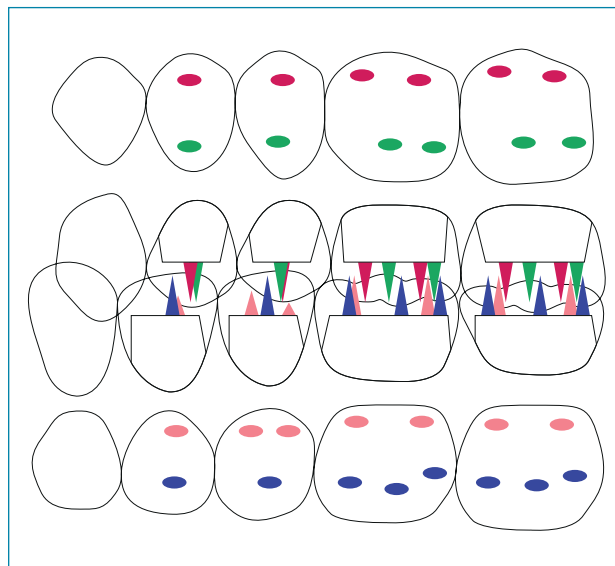


FIG. 1 Schema di posizionamento delle cuspidi secondo P.K. Thomas.

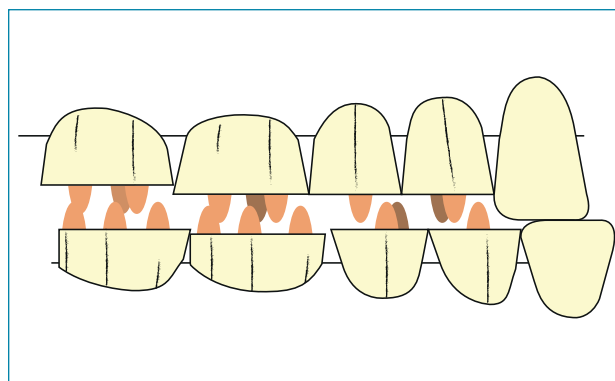


FIG. 2 Visione vestibolare della modellazione dei coni cuspidali secondo P.K. Thomas.

Controllo finale della modellazione dei coni cuspidali

Infine, bisogna controllare che tra i coni cuspidali modellati siano presenti delle corrette curve di Wilson e di Von Spee, poi è necessario eseguire un ulteriore controllo delle posizioni dei coni in centrica e verificare la presenza di interferenze nei movimenti di protrusione e lateralità.

17.3.2.4 Modellazione delle creste marginali

Con la cera blu vengono collegati i coni cuspidali. Modellando le creste marginali, oltre a connettere i coni cuspidali, si forma il contorno della superficie oclusale del dente. Si depono la cera blu rimanendo a distanza uniforme dal margine del dente. La modellazione in cera delle creste marginali presenterà delle incisure, che accennano già la futura forma delle cuspidi. Le creste marginali non dovranno mai essere più alte dei coni cuspidali. Durante il i movimenti di lateralità, con l'articolatore, si controlla il rapporto con i coni cuspidali antagonisti. Questa fase si conclude modellando i contorni assiali, linguali e vestibolari del dente. Questi vengono modellati con cera rossa e verde partendo dalla cresta marginale arrivando fino al margine della preparazione del dente. Con la cera rossa si modella il contorno in corrispondenza dei coni cuspidali, mentre con la cera verde si rivestono le rimanenti superfici esterne. In questa fase la modellazione dei denti assume la caratteristica forma "a bocca di pesce".

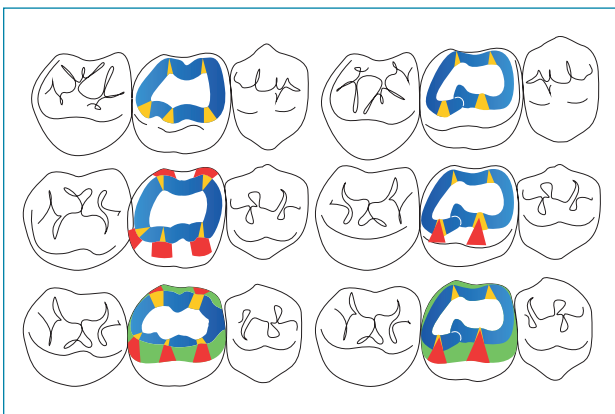


FIG. 3 Modellazione delle creste marginali e dei contorni assiali, vestibolari e linguali di un primo molare inferiore e superiore.

17.3.2.5 Modellazione delle creste triangolari e delle creste oblique

Per modellare le creste triangolari si apporrà della cera rossa dalle punte cuspidali al centro della futura fossa oclusale. Modellate le creste triangolari si otterranno tutti i contatti oclusali con l'arcata antagonista. È molto importante valutare l'entità di questi contatti anche nei movimenti di protrusione e lateralità.

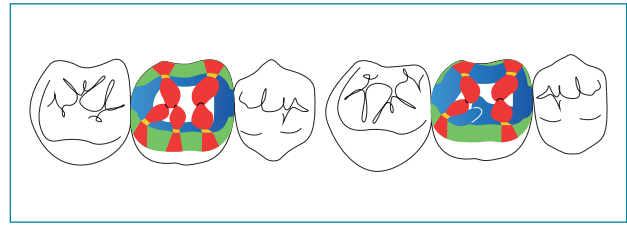


FIG. 4 Modellazione delle creste triangolari.

17.3.2.6 Modellazione dei solchi di sviluppo

In questa fase si riempiono con della cera verde tutte le aree oclusali rimaste vuote. I contatti oclusali sono già stati definiti nella fase precedente e quindi ad ogni apposizione di nuova cera bisogna stare attenti a non mutare i contatti e a non creare interferenze in protrusione e lateralità. Con lo strumento P.K.T. n.3 si modellano i solchi di sviluppo. La loro posizione è facilmente identificabile: uno è intercuspidale e decorre da mesiale a distale mentre gli altri, con decorso vestibolo-linguale, separano due creste triangolari contigue. L'angolo al fondo dei solchi deve essere molto acuto. In centrica le punte delle cuspidi non toccheranno il fondo dei solchi, ma avranno i loro contatti con le rispettive creste. Modellare i solchi correttamente è di fondamentale importanza perché essi, durante i movimenti mandibolari di protrusione e lateralità, forniscono la via di uscita alle cuspidi.



FIG. 5 Modellazione dei solchi di sviluppo.

17.3.2.7 Modellazione dei solchi supplementari

Si modellano i solchi supplementari che decorrono lungo le pareti delle creste triangolari e marginali definendo al meglio l'anatomia oclusale. Hanno forma a V o a U a seconda delle varie localizzazioni. L'angolo di fondo di questi solchi è arrotondato.



FIG. 5 Modellazione dei solchi supplementari.

17.3.2.8 Modellazione delle creste supplementari

Tra i solchi supplementari si possono modellare delle creste supplementari. In centrica è molto importante che non abbiano contatti.

17.3.2.9 Controllo delle fosse

Questa è la fase di controllo di tutto il lavoro svolto. Lavorando con lo stearato di zinco, si rivaluteranno tutti i contatti di centrica e si valuterà se, nei movimenti di protrusione e lateralità, non vi siano presenti interferenze. Situazione ideale è che, in centrica, ogni cuspidè abbia i contatti a tripode con la fossa corrispondente (in tre diversi punti).

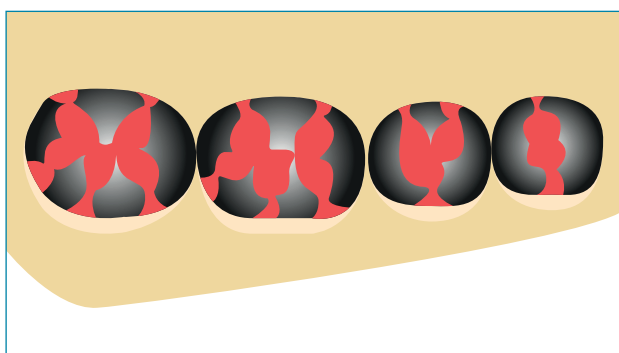


FIG. 7 Modellazione conclusa nel settore posteriore inferiore destro.

17.4 Protesi fissa provvisoria

La prima fase di riabilitazione protesica è solitamente affidata ad una protesi fissa provvisoria.

Il provvisorio è una protesi di durata temporanea che si utilizza durante il periodo necessario alla cura degli elementi dentari interessati e all'allestimento della protesi definitiva, per garantire la protezione, la stabilizzazione e la funzione degli elementi dentari coinvolti dal trattamento protesico. Consente, inoltre, di valutare l'efficacia del piano di cura sotto il profilo estetico e funzionale (occlusione e fonetica), tanto da essere spesso usato come modello nella realizzazione del restauro definitivo.

Il provvisorio consente di valutare i parametri emersi dallo studio del caso: la forma del provvisorio può nascere dalla ceratura diagnostica eseguita sui modelli di studio e consente la valutazione del possibile risultato funzionale (occlusale e fonetico) ed estetico direttamente nel cavo orale del paziente. La realizzazione del provvisorio è un passaggio fondamentale non eliminabile nella riabilitazione protesica fissa.

I casi complessi possono richiedere la realizzazione di più provvisori (per condizionare i tessuti dentali e parodontali o per testare il risultato clinico nel tempo), prima di procedere alla realizzazione del restauro definitivo.

Nella riabilitazione protesica di pazienti con patologie occlusali e/o parodontali, al provvisorio viene attribuita anche una funzione diagnostica e terapeutica che consente la valutazione clinica per tempi più lunghi rispetto alle normali esigenze di una riabilitazione protesica. L'inizio del trattamento protesico è affidato a un primo provvisorio. Questo è generalmente realizzato in resina e può essere:

- › un provvisorio pre-limatura, cioè un guscio costruito in laboratorio basandosi sulla forma dei denti presenti nel cavo orale o sulla ceratura diagnostica, ma senza la conoscenza della forma dei monconi protesici che dovranno ancora essere preparati;
- › un provvisorio immediato, costruito direttamente in bocca dal dentista, nel momento in cui prepara il moncone protesico, utilizzando la tecnica della mascherina in silicone o una corona provvisoria preformata.

Il materiale più utilizzato per la realizzazione delle protesi provvisorie è il polimetilmetacrilato.

Le tecniche che prevedono l'impiego intra-orale della resina dovrebbero indirizzare la scelta su prodotti che sviluppino meno calore durante la polimerizzazione. Nell'impiego intraorale della resina va considerato il rischio di sensibilizzazione allergica.

Le esigenze cliniche del trattamento protesico possono richiedere, dopo l'applicazione del primo provvisorio, la realizzazione di ulteriori provvisori realizzati con materiali più stabili e di migliore precisione.

17.4.1 Caratteristiche generali

La protesi provvisoria deve possedere requisiti di tipo fisico, biologico ed estetico.

I requisiti fisici sono:

- › stabilità di forma e di colore;
- › possibilità di essere rimossa e riutilizzata;
- › adeguata ritenzione e resistenza, perché non avvengano distacchi o rotture indesiderate;
- › possibilità di essere modificata nel corso della terapia per adeguarsi ad eventuali finalizzazioni della preparazione protesica definitiva.

I requisiti biologici sono:

- › biocompatibilità;
- › corretta morfologia assiale ed occlusale (rispetto dell'articolazione temporo-mandibolare e dei tessuti parodontali);
- › protezione della polpa dentaria (in presenza di elementi vitali).

Tra i requisiti fondamentali del provvisorio vi è la possibilità di rimozione e riutilizzo nelle diverse sedute intermedie di allestimento della protesi definitiva. Questo è ottenibile grazie alle caratteristiche dei cementi provvisori. Qualità ideali del cemento provvisorio sono:

- › resistenza compatibile con la possibilità di rimozione;
- › buon sigillo marginale nel tempo (bassa solubilità);
- › azione protettiva sulla polpa dentaria;

- › breve tempo di presa;
- › compatibilità chimica con la resina impiegata per la costruzione del provvisorio;
- › facilità di rimozione delle eccedenze.

I cementi più impiegati per la cementazione provvisoria sono i cementi a base di ossido di zinco-eugenolo (ZOE).

17.5 Protesi fissa definitiva

Una volta preparati i pilastri protesici, completate le cure endodontiche e parodontali, testato il progetto per un tempo adeguato grazie alla protesi provvisoria, si dovrà procedere alla realizzazione della protesi definitiva.

La protesi definitiva garantisce, per caratteristiche costruttive, un comportamento stabile nel tempo.

La protesi fissa definitiva può essere realizzata con diversi materiali (metallo, zirconio, ceramica).

Strutturalmente è costituita da una struttura portante, solitamente in metallo o in zirconio, su cui si può porre uno strato estetico, solitamente di ceramica.

Esistono moltissime varianti possibili nella realizzazione della protesi fissa per cui limiteremo la trattazione alla protesi fissa in metallo-ceramica che è la più diffusa. Le fasi di realizzazione della protesi definitiva comprendono la realizzazione del modello master con monconi sfilabili, la modellazione in cera della struttura metallica, la fusione per centrifuga e pressofusione, la rifinitura del getto fuso.

Le fasi di realizzazione della zirconia-ceramica non richiedono modellazioni in cera e fusioni, ma utilizzano lavorazioni CAD/CAM. Si tratta di soluzioni oggi in grande sviluppo.

17.6 Realizzazione modello master con monconi sfilabili

Una volta completate la finalizzazione del moncone protesico, per procedere alla realizzazione della protesi definitiva si rilevano delle nuove impronte con materiali di alta precisione. Lo sviluppo di tali impronte produce il modello master o modello di lavoro per la realizzazione della protesi fissa definitiva. Nell'impronta devono essere leggibili tutte le informazioni relative al moncone e, in particolare, al margine di preparazione protesica. Per essere corretta, l'impronta deve estendersi per almeno 0,5 mm oltre il margine di finitura (oltre fine preparazione).

Esistono varie tecniche atte a ottenere questa rilevazione con l'impronta (filo retrattore, elettrobisturi, siliconi ecc.).

Il modello master di lavoro ottenuto è la più importante base per il lavoro dell'odontotecnico.

Il modello dovrà essere:

- › anatomicamente preciso;
- › resistente alla frattura;
- › dimensionalmente stabile.

Il materiale normalmente usato per questo scopo è il gesso, extra duro di IV classe, come viene classificato dalla D.I.N con la norma numero 13911 Zahnärztliche Werkstoffe Gips del 1976, e la tecnica più utilizzata per la costruzione di questi modelli è quella del moncone sfilabile. Questo permette la separazione e la rimovibilità del singolo moncone dal modello e il suo perfetto riposizionamento.

Lo scopo dei monconi sfilabili è di poter isolare il moncone dal modello e poter così lavorare sui margini del singolo moncone a 360°.

17.6.1 Realizzazione dei monconi sfilabili a perni

Prima di eseguire le normali procedure di colatura dell'impronta, questa deve essere correttamente disinfettata per eliminare tutti i residui ematici e salivari presenti, per evitare possibili contaminazioni degli operatori e possibili modifiche chimico-fisiche del gesso.

Avvenuta la disinfezione, l'impronta viene montata su uno stabilizzatore metallico orizzontale che consente di avere l'asse delle preparazioni parallelo allo stabilizzatore, per poter ottenere un modello in gesso il più simmetrico possibile. L'impronta viene boxata con plastilina e su di essa viene appoggiata una piastra in plexiglass trasparente, per controllare che le preparazioni siano contenute all'interno della piastra.

La piastra prescelta verrà poi posizionata nella parte inferiore dello stabilizzatore metallico: la piastra sarà quindi direttamente sotto l'impronta e nell'esatta posizione rispetto ad essa.

Il blocco stabilizzatore che porta piastra e impronta, correttamente bloccati e corrispondenti, viene posizionato su di una perforatrice la quale possiede, nella parte superiore corrispondente all'impronta, un perno indicatore che ha la stessa inclinazione di una punta perforatrice posta al di sotto della piastra in plexiglass.

Il perno indicatore viene posizionato nel centro della preparazione e, azionando l'apposita perforatrice, la punta perforerà la piastra nell'esatta posizione prescelta. Questa operazione verrà eseguita su ogni preparazione e sulle restanti parti dell'impronta, anche se non interessate dalla preparazione.

Questo permetterà di frazionare in più parti il modello che si vuole ottenere, consentendo una totale rimozione di ogni singolo pezzo, così da avere una maggior facilità di lavorazione e una maggior precisione nel riposizionamento.

La piastra in plexiglass, così forata, sarà poi riposizionata nella parte superiore in corrispondenza dell'impronta, esattamente sulla boxatura.

In corrispondenza di ogni singolo foro, viene inserito un perno metallico conico; verificata la giusta posizione, si rimuove la piastra e si esegue la colatura del modello, assicurandosi che il gesso arrivi al riempimento completo della boxatura.

A questo punto la base contenente i perni conici viene

posizionata sull'impronta e non verrà più rimossa fino al completo indurimento del gesso. Quando questo sarà avvenuto, si rimuove il modello dall'impronta e si procede con le fasi di squadratura a secco del modellostesso.

Si procederà a frazionare solo la parte in gesso del modello con sezionatore rotante, mantenendo integra la base in plexiglas. Si ottiene la sfilabilità della parte in gesso sezionata rispetto alla base in plexiglass.

17.7 Modellazione in cera del manufatto protesico

La definizione e il corretto isolamento dei limiti di finitura rappresenta la fase più importante nella costruzione dei modelli master e va eseguita con stereomicroscopio, onde evitare qualsiasi tipo di scalfittura.

Sotto ingrandimento, si procede all'isolamento del campo, eliminando quella parte di gesso che risulta leggermente distaccato dalla spalla marginale utilizzando frese diamantate a palla.

Eliminato il gesso in eccesso sui 360° della preparazione, il margine viene marcato con una matita con mina di cera. La mina deve essere mantenuta perpendicolare al margine in gesso. L'ultima fase consiste nel passare uno strato uniforme di lacca spaziatrice, mantenendosi ad una distanza di 0,5 mm dal margine di finitura.

Le cere, grazie alle loro caratteristiche di plasticità e di precisione, consentono una facile modellazione di quella che diventerà, grazie alla tecnica di fusione a cera persa, la struttura metallica della protesi fissa.

La modellazione di una protesi fissa prevede le seguenti fasi:

- › modellazione della cappetta;
- › modellazione anatomica;
- › preparazione dell'armatura;
- › modellazione dell'elemento intermedio (cassetta).

Dopo che il moncone è stato correttamente preparato, si comincia con:

- › l'isolamento del moncone: viene ottenuto applicando in maniera uniforme uno strato il più sottile possibile di isolante;
- › riscaldamento veloce del moncone: vien fatto passando velocemente il moncone sulla fiamma del bunsen, per portare il moncone alla temperatura di lavoro;
- › formazione della cappetta: sul moncone viene applicato manualmente uno strato sottile di cera morbida
- › copertura della cappetta in cera dura per fusioni;
- › modellazione anatomica dell'elemento/i;
- › controllo in articolatore delle funzioni;
- › duplicazione del modellato con mascherine in silicone;
- › asportazione della cera: nelle zone destinate alla copertura estetica, con l'aiuto della mascherina in silicone, si procede all'asportazione guidata della cera; questo permette di avere spessori di ceramica opportunamente sostenuti dalla travata metallica;

- › modellazione della chiusura marginale in cera: con un bisturi si asportano 0,5 mm di cera nella zona del bordo marginale, quindi si apporta con uno strumento PKT n.1 nuova cera e si procede alla modellazione finale, il tutto fatto sotto microscopio;
- › lucidatura del margine: con un l'aiuto di una striscia di seta si liscia il margine;
- › controllo della chiusura: rimuovendo leggermente il modellato si controlla (con l'aiuto di mezzi ingrandenti) che nella zona marginale non ci siano sopracontorni orizzontali.

17.8 La fusione per centrifuga e la pressofusione

La fusione consente di riprodurre in metallo la modellazione eseguita in cere con un alto livello di precisione. Per ottenere questo, si sfrutta lo stato liquido delle leghe ad alta temperatura. Quando queste sono completamente liquefatte, vengono convogliate in uno stampo realizzato in materiale refrattario.

Lo stampo contiene la modellazione in cera realizzata sul modello master. Sul modellato vengono posizionati cilindri in cera (spine di fusione) che permetteranno di portare il metallo all'interno dello stampo in refrattario. Dopo aver eliminato la cera, attraverso tecniche di preriscaldamento, si procede all'iniezione del metallo fuso nello stampo.

Esistono varie tecniche per fondere il metallo, quali le seguenti.

- › Fusione con fiamma libera o sistema diretto: si utilizza un manipolo che permetta di lavorare con almeno due diverse miscele gassose, con propano e aria compressa e con propano e ossigeno. Gli svantaggi di questo sistema consistono nell'inclusione gassosa che può creare rugosità superficiale nella fusione.
- › Sistema indiretto: il metallo viene fuso grazie all'utilizzo di resistenze elettriche o all'effetto di induzione elettromagnetica. Con questo sistema si ha una formazione di ossidi notevolmente inferiore, tuttavia non mancano le inclusioni gassose dovute all'utilizzo di crogioli in grafite. Tali tecniche di fusione impiegano la forza generata da una centrifuga per portare il metallo fuso all'interno dello stampo in refrattario.
- › Sistema nel vuoto (pressofusione): questo sistema sfrutta l'utilizzo di un'elettromuffola per la fusione del metallo. Questo, una volta fuso, viene mandato per caduta e non per forza centrifuga (come casi precedenti) nella forma contenuta dal rivestimento, in una condizione di vuoto ottenuta con l'utilizzo di pompe.

Ottenuta la colata del metallo, si attende il raffreddamento della fusione, per procedere con la smuffatura, che comporta la rottura dello stampo in refrattario per liberare la fusione. La struttura metallica appena liberata presenta rugosità di superficie legate al processo di fusione e appare collegata alle spine di fusione.

17.9 Rifinitura del getto fuso

Il getto recuperato dal cilindro di fusione, prima di essere rifinito, va attentamente ripulito dalla massa di rivestimento e dagli ossidi presenti sulla superficie. Il procedimento può essere effettuato con metodi chimici, chimicofisici o meccanici.

17.9.1 Metodo chimico

Il getto viene immerso per pochi secondi in un contenitore contenente un acido, quale l'acido nitrico (HNO_3), l'acido fluoridrico (HF), l'acido cloridrico (HCL) o l'acido solforico (H_2SO_4); alla fine del trattamento il getto viene lavato con acqua corrente e getto di vapore.

17.9.2 Metodo chimico fisico

Utilizza pulitrici a ultrasuoni, a bagno elettrolitico o a vapore.

- **Pulitura con ultrasuoni.** È possibile rimuovere le particelle di rivestimento legate al getto fuso grazie all'energia meccanica generata da una vasca ad ultrasuoni. L'impiego di bagni contenenti acidi incrementa l'efficacia di questo metodo che consente di ottenere la pulitura non solo dal rivestimento ma anche dagli ossidi presenti sulla fusione. Solitamente è richiesto il mantenimento della fusione per circa 10 minuti in immersione nella vasca a ultrasuoni seguito dal lavaggio con vapore acqueo.
- **Pulitura con vapore.** Il getto viene pulito con un getto di vapore a temperatura di 140-150°C e pressione di 4-8 Atm, questa tecnica è poco utilizzata perché lenta e poco efficace.
- **Pulitura con bagno elettrolitico.** La pulitura avviene grazie al fenomeno elettrochimico, utilizzando sostanze alcaline come la soda caustica, il cianuro di potassio, e la soda fusa. Questa tipologia di pulitura ha una certa pericolosità per le sostanze usate. I tempi di lavorazione sono molto lunghi e difficilmente si ottiene la rimozione degli ossidi di fusione.

17.9.3 Pulitura con metodo meccanico

Questo sistema prevede l'uso di frese, sabbie, sfere di cristallo o grani di corindone. Richiede molta attenzione, in quanto una tecnica non attenta rischia di modificare la precisione della fusione, in particolare di alterare il margine di chiusura.

- **Pulitura con frese.** Le frese più utilizzate sono quelle al carburo di tungsteno o quelle in acciaio; la pulitura avviene sotto attento controllo, grazie a sistemi di ingrandimento, per non alterare i margini della fusione.
- **Pulitura con sabbie.** Si utilizza una sabbiatrice per proiettare dei micrograni a ridosso del getto fuso, e

rimuovere così particelle di rivestimento. Sono solitamente utilizzate sabbie comuni, sfere di cristallo egrani di corindone.

- Le sabbie comuni consentono solo la rimozione del rivestimento, mentre gli ossidi di fusione, essendo più duri della sabbia, non vengono rimossi.
- Le sfere di cristallo sono poco efficaci sia sul rivestimento che sugli ossidi per la loro forma che è priva di margini taglienti e non è quindi in grado di scalfire gli ossidi di fusione.
- I grani di corindone sono più utilizzati, in quanto efficaci sia nella ripulitura dal rivestimento che nella rimozione degli ossidi di fusione.

17.9.4 Rifinitura del manufatto

Dopo la pulitura del manufatto si procede alla sua rifinitura. Tramite ingrandimento, con uno stereomicroscopio, si verifica la compattezza e l'integrità del getto, per individuare eventuali irregolarità che possano alterare la calzata del manufatto sul moncone.

Aree di particolare attenzione sono le pareti o gli spigoli. Qualora il manufatto dovesse presentare interferenze o frizioni nella calzata sul moncone si utilizza del colorante per identificare l'area di interferenza.

I coloranti vengono applicati sulla superficie interna della fusione. Calzando e rimuovendo la fusione dal moncone, le zone di frizione vengono evidenziate dall'asportazione del colorante. Eliminati i punti di interferenza con una fresa, viene più volte ripetuta questa procedura, fino ad avere una calzata della fusione sul moncone totalmente passiva.

A questo punto si rimuovono le spine di fusione con dischi separatori al carborundum.

Si posiziona la fusione sul modello e si procede, grazie all'utilizzo di frese al tungsteno, alla rifinitura dei punti di contatto interprossimali e dell'area cervicale.

Bibliografia

- Abrams J. Kraus dental anatomy and occlusion. 2 Aufl. St. Louis, Missouri: Mosby Year Book; 1992.
- Brachvogel J, Berten JL, Hessling KH, Trankmann J. Operative korrekturmöglichkeiten von dentoalveolaren adaptionen im rahmen der skeletraten umstellungstectomie. Fortschr kieferortop 1991;52(1):21-5.
- Heasman P, McCracken G. Harty's dental dictionary. 3° ed. Churchill Livingstone: Elsevier, 2008.
- Hopp M, Meinke E, Schmelzer M, Lange K. P. Le particolarità della fusione in titanio realizzata nel laboratorio dentale. Quintessenza Od 1996; 3:234-57.
- Malone WF, Tylman SD. Protesi fissa. Teoria e pratica. Padova: Piccin-Nuova Libreria; 1986.
- Martignoni M, Schonenberger A. Precisione e contorno nella ricostruzione protesica. Berlino: Quintessenza biblioteca 1987.
- Massironi D, Battistelli A, Pascetta R. La precisione nella restaurazione protesica. Verona: Resch Editrice; 1993.
- Molina M. Concetti fondamentali di gnatologia moderna. Milano: Ilc Editrice; 1996.

- Morrow RM, Eissmann KD. Trattato di odontotecnica. Padova: Piccin-nuova libreria; manca anno
- Okazaki Y, Ito Y, Ito A, Tateishi T. Effect of alloying elements on mechanical properties of titanium alloy for medical implants. *Materials Transactions, JIM* 1993;34:1217-22.
- Preti G. Riabilitazione Protesica. vol. 2. Torino: UTET; 2003.
- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Protesi fissa procedimenti clinici e di laboratorio attuali. Padova Piccin-Nuova Libreria; 1992.
- Schulz H, Schwickerath H. Die abformung in der zahnheilkunde. Köln: Deutscher Artze-Verlag; 1989.
- Scotti R, Martone F, Arcidiacono A. Corso propedeutico preclinico di occlusologia e modellazione dentale. Bologna: Clueb, 2000.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Basi fondamentali di protesi fissa. Terza Ed. Milano: Scienza e Tecnica Dentistica edizioni internazionali; 1998.
- Storer RA. Annual book of ASTM standards: Medical devices, standards. F136 and F137. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1989.
- Thomas PK. Compendio sulla tecnica di ceratura per la riabilitazione completa della bocca secondo il concetto dente a dente e cuspidè-fossa dell' occlusione organica. Bologna: Ed. Martina; 1967.

CAPITOLO 18

PROTESI IN METALLO- CERAMICA

INTRODUZIONE

La protesi in metallo-ceramica è costituita da una struttura metallica sulla quale viene applicato un rivestimento di materiale ceramico; in questo modo si associano le caratteristiche meccaniche ottimali delle leghe dentali con quelle estetiche e di buona resistenza all'usura delle porcellane.

La costruzione della cappetta in lega avviene attraverso:

- › preparazione del modello in cera; è importante che:
 - non avvenga distorsione;
 - il materiale di rivestimento sia idoneo (resistenza ed espansione termica);
 - la contrazione della lega sia compensata;
- › scelta e attacco dei perni di colata;
- › rivestimento del modello in cera;
- › fusione della lega;
- › rifinitura della fusione in metallo:
 - decapaggio;
 - sabbiatura;
 - ossidazione.

Il legame tra lega e ceramica è di tipo meccanico, chimico e compressivo.

Legame meccanico

I trattamenti di superficie delle cappette metalliche sono importanti per il legame alla ceramica e consistono nell'irruvidimento della superficie e nella formazione di ossidi metallici. L'irruvidimento può essere ottenuto tramite sabbiatura con allumina ($25-50 \mu\text{m}$) sotto pressione a 3 atm; quindi la cappetta metallica deve essere perfettamente deteresa mediante bollitura o vaporizzazione; in seguito, va asciugata con un getto d'aria compressa purificata. Anche nei passaggi successivi, la struttura non deve essere mai toccata con le dita, ma manipolata esclusivamente con pinzette metalliche precedentemente deterse.

La stratificazione sulla lega inizia con uno strato di ceramica detto **opaco**, che svolge, tra gli altri, l'importante ruolo di celare la struttura metallica sottostante, e si

consegue in due modi differenti: l'**aggancio alle anfrattuosità** della lega si realizza durante le fasi di cottura ad opera della porcellana, che fondendo in superficie penetra le piccole irregolarità superficiali; la **compressione della lega sulla porcellana** s'instaura mediante la differenza di contrazione tra i due materiali.

Legame molecolare

Un trattamento che ricopre un'importanza strategica per l'esecuzione di manufatti protesici in lega-ceramica è quello della **ossidazione**. L'ossido che si forma sulla superficie del metallo può agire come una componente permanente, in cui è legato separatamente al substrato metallico e alla porcellana.

Lo scopo dell'ossido è di portare la porcellana in contatto atomico con la superficie metallica mediante dissoluzione nella fase vitrea della porcellana. La realizzazione di uno strato di ossido superficiale, infatti, permette il legame chimico fra lega e ceramica. Ci sono molti modi per formare un ossido sulla superficie del metallo:

- › introducendo tracce di metalli non preziosi (ferro, indio, zinco, stagno) nelle leghe nobili, la cappetta è scaldata in aria o sotto vuoto parziale e i metalli non nobili migrano in superficie e si ossidano;
- › producendo direttamente ossido tramite i costituenti della lega, per esempio le leghe non nobili;
- › mediante un rivestimento superficiale con pellicole di metallo ossidabili come stagno o indio, per esempio elettrodeposizione di stagno su platino.

Questo strato deve essere il più possibile privo di contaminanti o zone d'incompleta ossidazione, per non provocare la formazione di gas durante la sinterizzazione della ceramica, e quindi inficiarne il legame con la lega. I legami che s'instaurano sono di tipo ionico fra gli ossidi, interazioni più deboli date da forze di attrazione di Van der Waals e ponti idrogeno.

Oltre al legame di tipo chimico s'instaura anche un legame di tipo meccanico per mezzo di microritenzioni date dalla geografia superficiale dell'ossido stesso.

Le impurità sulla superficie metallica con polveri organiche, derivanti dalle frese di lavorazione o contaminazione con grassi e oli, possono ridurre la bagnabilità da parte della porcellana con formazione di bolle d'aria all'interfaccia, per questo si devono usare frese adatte a proteggere il metallo dai residui di rifinitura, ed evitare il contatto con le mani, altrimenti si può avere il distacco della porcellana. Quest'ultimo si può avere anche se la porcellana opacizzante è stata cotta ad una temperatura più bassa della sua temperatura di fusione, impedendo il contatto intimo con il metallo.

18.1 Sistema ceramico-metallico

Le caratteristiche estetiche delle ceramiche possono essere abbinate alla resistenza e robustezza dei metalli e produrre restauri che presentano sia un aspetto naturale che caratteristiche meccaniche ottimali. In questo caso, la ceramica non è realmente rinforzata ma è sol-

tanto fatta aderire ad uno strato di supporto rigido che fornisce la resistenza strutturale.

Storicamente, questo procedimento è stato un successo poiché ha permesso di adattare l'espansione termica dell'impiallacciatura di ceramica all'espansione del metallo. Effettivamente, le leghe disponibili hanno un coefficiente di espansione circa due volte quello della ceramica. Nel 1962, Weinstein mise insieme una composizione molecolare di componenti vetrosi, resistenti alla generazione interna di sforzi, durante la sinterizzazione ed il raffreddamento, su una struttura di metallo. La sottostruttura in metallo fuso può essere quindi rivestita con porcellana che successivamente è sottoposta a cottura in forno. La ceramica deve fondersi e unirsi alla lega senza che la sottostruttura si deformi; durante il raffreddamento la ceramica e la lega devono contrarsi allo stesso modo perché la ceramica non si deve staccare dal metallo o incrinare.

Ciò è reso possibile dal fatto che la ceramica e la lega formano un legame forte e hanno un coefficiente di espansione termica corrispondente; le ceramiche hanno una bassa temperatura di cottura e le leghe non si deformano alle temperature di fusione della ceramica. Il coefficiente di dilatazione termica simile a quello della lega è stato reso possibile grazie all'aggiunta alla ceramica di ossido di potassio e alla formazione di una fase ad alta espansione chiamata leucite.

L'abbassamento della temperatura di fusione è reso possibile dalla presenza di ossidi di potassio e sodio nella matrice vetrosa (939-980 °C); ulteriore aggiunta di Na₂O e presenza di gruppi ossidrilici abbassa la temperatura di fusione a 660 °C. Le porcellane impiegate per aderire ai metalli presentano resistenza a trazione di 35 MPa, a compressione di 860 MPa, al taglio di 120 MPa e trasversale di 60 MPa.

18.1.1 Legame metallo-ceramica

L'adesione tra ceramica e metallo dipende dal legame chimico, dall'interconnessione meccanica tra i due materiali, dalle tensioni residue. La ceramica deve diffondere e fondere sulla superficie del metallo in modo uniforme e senza vuoti.

L'interfaccia ceramica-metallo non consiste in veri e propri legami chimici forti, però la formazione di ossidi alla superficie del metallo contribuisce alla formazione di un legame forte. Per questo le leghe per metallo-ceramica ad alto contenuto di metalli nobili resistenti all'ossidazione devono contenere elementi aggiunti facilmente ossidabili (zinco, stagno e indio).

Gli ossidi superficiali che migliorano il legame si formano con la degassazione o per ossidazione della cappetta metallica.

La ritenzione meccanica è dovuta alla penetrazione della porcellana nelle microanfrattuosità del metallo sottostante, l'interconnessione meccanica dipende dalla rugosità superficiale dell'interfaccia, che crea più area per la formazione di legami chimici, favorendo la riten-

zione; per tale motivo la sabbiatura con granuli di ossido di alluminio spesso è utilizzata per rendere più ruvida la superficie del metallo, in modo da creare asperità e avvallamenti microscopici, per migliorare l'infiltrazione della ceramica allo stato fluido.

La bagnabilità della superficie della lega, misurabile come angolo di contatto è indice dell'interazione degli atomi superficiali della lega con la ceramica; bassi angoli di contatto (60°) sono indice di un buon legame adesivo, infatti la porcellana durante la cottura penetrerà nelle anfrattuosità in modo più capillare, aumentando la ritenzione meccanica.

Il coefficiente di dilatazione termica è molto importante perché, se le leghe hanno un coefficiente di dilatazione termica troppo diverso da quello della ceramica, il raffreddamento determinerà contrazioni con gradienti di entità diversi ed a livello dell'interfaccia si formeranno tensioni residue. Questo può condurre al distacco della ceramica dal metallo o a microfratture della porcellana fusa su metallo, per cui i due materiali presentano un coefficiente di dilatazione termica leggermente diverso che porta ad una maggiore contrazione del metallo, rendendo la ceramica meno vulnerabile alle forze di trazione.

18.1.2 Sistema metallo-ceramica in foglio

La cappetta viene realizzata con un sistema di stampaggio di un foglio platino-oro dello spessore di 0,4 mm sul moncone in gesso; in tal modo viene lasciato più spazio alla ceramica ed è richiesto una minore riduzione del dente durante la preparazione. Tale tecnica viene utilizzata per la realizzazione di corone singole del settore anteriore.

I fogli di metallo sembrerebbero non avere rigidità; ma sono altamente resistenti alle tensioni se legati adeguatamente alla ceramica, impedendo la formazione di crepe sul lato maggiormente sollecitato dalla tensione. Questo principio è stato applicato, in origine, nella tecnica "twin-foil" in cui la ceramica è sinterizzata su una stagnola di metallo nobile. Le tecniche successive sono state conosciute come Ceplatek™, Alba™, Captek™ ecc.

18.1.3 Sistema AGC (Auro Galva Crown)

Con questo sistema l'oro (99,9%) viene depositato tramite elettrodeposizione computerizzata sul moncone per formare uno spessore sottilissimo (0,2-0,4 mm) sul quale verrà cotta la porcellana. Si ottiene in tal modo un manufatto di estrema precisione marginale, con minore eliminazione di struttura dentale durante la preparazione.

La resistenza meccanica però è notevolmente inferiore a quella del sistema metallo-ceramica, ma in compenso la biocompatibilità è elevatissima; è indicato soprattutto per corone singole del settore anteriore.

18.2 Caratteristiche dei forni per ceramica: decontaminazione e taratura

Esistono numerose possibilità per la produzione di manufatti protesici in ceramica ma tutti, ad esclusione dei sistemi fresati CAD CAM, prevedono una fase di cottura delle masse ceramiche. I forni per ceramica diventano perciò uno strumento di particolare importanza nel laboratorio odontotecnico per l'esecuzione di corone singole, ponti, faccette e intarsi. Nella metallo-ceramica tradizionale o utilizzando come struttura di base le galvano (elettroformate) o le Captek (capillarità), alla fase della condensazione seguono quelle dell'essiccazione e della cottura. Durante l'essiccazione viene eliminata l'acqua d'impasto della ceramica, nella cottura invece viene appunto cotta la porcellana a strati fino ad ottenere la protesi desiderata.

I forni, la cui temperatura finale di cottura arriva al massimo attorno ai 1200 °C, sono strutturati abitualmente con una camera rivestita al quarzo per ottimizzare la radiazione termica spostando lo spettro verso l'infrarosso e rendendola uniformemente diffusa. A seconda del manufatto protesico che si vuole ottenere e delle ceramiche impiegate, la durata e le modalità della cottura sono variabili.

Una caratteristica fondamentale di un moderno forno è rappresentata dunque dalla possibilità di programmare ogni singola fase per tempi, temperature, vuoto ed in generale tutti i parametri necessari alla cottura. I forni contengono programmi preimpostati su prodotti disponibili in commercio ed altri liberi, modificabili cioè dall'odontotecnico in base alle proprie esigenze. Alcuni forni prevedono anche schede di memoria o porte USB che permettono di utilizzare un programma personalizzato specifico su forni diversi dello stesso produttore, senza costringere l'operatore alle ripetizioni della programmazione.

Ulteriori fattori di valutazione positiva sono la presenza dell'autotaratura, più veloce e semplice di quella manuale, che permette di rilevare attraverso una termocoppia, in maniera precisa, la correttezza delle temperature, e l'utilizzo di una pompa per vuoto a secco che necessita di meno manutenzione rispetto alla corrispondente a olio; quest'ultima deve comunque essere abbinata a sistemi di valvole e filtri per prevenire l'inquinamento dei circuiti con i vapori dell'olio.

Oltre alla cottura della metallo-ceramica, esistono macchine in grado di preparare una protesi pressofusa o pressata. La ceramica pressofusa è composta da una miscela di vetro e flussi di silicio fusi ad altissime temperature con microstruttura composta di regioni vetrose circondate da gruppi di cristalli di leucite. La ceramica pressofusa rappresenta un'alternativa alle protesi tradizionali con un'ottima resistenza abbinata ad una migliore estetica per la mancanza di strutture in metallo. È un materiale ideale per corone anteriori, intarsi ed in generale per elementi altamente estetici.

In questo caso il forno, oltre le metodiche di cottura già descritte, prevede la presenza di un compressore interno, fusione automatica, o esterno, tempo di pressata manuale, in grado appunto di pressare e fondere la ceramica in una struttura metal-free.

L'iniezione della ceramica può avvenire attraverso sistemi meccanici, elettrici oppure, probabilmente nel migliore dei modi, con un pistone ad aria compressa in grado di offrire una spinta costante ed estremamente controllata in tutte le fasi.

Peso e dimensioni, potenza assorbita, certificazioni di conformità, facilità di gestione dei programmi attraverso display, autodiagnosi dei malfunzionamenti, assistenza e reperibilità delle parti di ricambio sono ulteriori parametri discriminanti della qualità generale del forno.

18.3 Proprietà delle leghe per ceramica

Le leghe per metallo-ceramica devono mantenere la forma e le proprietà meccaniche alla temperatura usata nella lavorazione della porcellana, devono avere la capacità di formare un legame forte con la porcellana che viene stratificata sopra, devono presentare un'alta resistenza per permettere la realizzazione di ponti sottili in grado di sopportare il carico della masticazione.

I parametri per la realizzazione di un opportuno strato ossidativo sono strettamente associati alle caratteristiche insite in ogni tipo di lega; devono essere rispettati scrupolosamente dagli operatori sia per quanto concerne le temperature, sia per i tempi di applicazione. Generalmente le temperature variano dai 920 °C ai 1010 °C per tempi che oscillano dai 2 ai 10 minuti con o senza atmosfera controllata.

Un altro fattore da tenere in considerazione è la dilatazione termica subita dalle leghe durante la sinterizzazione della ceramica. Essa avviene intorno ai 970 °C, temperatura sufficiente a creare deformazioni, fratture o distacchi lega-ceramica. È intuibile come una scelta oculata di leghe e ceramiche compatibili fra loro sia quanto mai auspicabile. Le caratteristiche che devono essere prese in considerazione per la formazione di una valida interfaccia sono le seguenti:

- ▶ la lega deve avere una temperatura di fusione superiore a quella di sinterizzazione della ceramica di almeno 60-80 °C, in modo da non subire alterazioni al momento della cottura della sovrastante porcellana;
- ▶ nei costituenti della lega ci devono essere degli elementi atti a formare efficacemente ossidi per una valida unione chimica con la ceramica: indio, ferro e manganese hanno un'agevole ossidabilità e una buona affinità con i costituenti delle masse ceramiche;
- ▶ il coefficiente di dilatazione termica della lega deve essere leggermente superiore a quello della massa ceramica, cosicché in fase di raffreddamento si

generino forze compressive da parte della porcellana e forze di trazione da parte della lega;

- › assenza di costituenti che possano deturpare il risultato estetico finale: gli ossidi devono avere un colore che non modifichi quello della ceramica;
- › modulo di elasticità elevato in modo da essere rigida e da non subire deformazioni che porterebbero alla frattura della porcellana;
- › tensione superficiale elevata per permettere alla porcellana di spandersi e penetrare nelle anfrattuosità superficiali durante la cottura;
- › elevata resistenza allo scorrimento viscoso a caldo che eviti deformazioni nella fase di cottura della porcellana.

Tra i trattamenti termici consigliati:

- › la ricottura di omogeneizzazione ha come obiettivo l'equilibrio chimico e microstrutturale per eliminare le fasi dannose per le successive lavorazioni; questa metodica si utilizza spesso nelle leghe con rivestimenti estetici in ceramica;
- › la ricottura di stabilizzazione si mette in opera quando si desidera eliminare le tensioni interne al materiale, dovute a precedenti lavorazioni a freddo; ne sono un esempio le leghe da rivestimento estetico in ceramica dopo fresatura.

18.4 Tecniche di studio dell'interfaccia metallo-ceramica

La massima forza oclusale a livello di un incisivo mascellare è circa 26 Kg, per un canino superiore circa 38 Kg; sulla base di ciò la sollecitazione esercitata su una corona metallo-ceramica sarebbe limitata, quindi la ceramica non dovrebbe fratturarsi, purché venga supportata da una struttura metallica di adeguata resistenza.

Per valutare la resistenza del legame metallo-ceramica vengono usati diversi test, anche se spesso molti dei dati ricavati da test differenti non sono confrontabili fra loro.

Uno dei test consigliati è quello del taglio planare o il test di flessione che richiede la preparazione di campioni di strati di porcellana opaca adesi a strisce o piastrine metalliche (20 x 5 x 0,5 mm) in spessori di circa 1 mm (ANSI/ADA n. 38, ISO/TC 106/SC2). Il campione viene poi piegato su un cilindretto di 1 cm di diametro con la porcellana rivolta verso l'esterno, viene raddrizzato e in seguito si valuta la percentuale di ritenzione della porcellana. La rottura del legame metallo-ceramica può avvenire in sei zone; nei campioni più resistenti la rottura avviene a livello della porcellana, frequentemente si osservano fratture a livello dello spessore dell'ossido ed a livello dell'interfaccia quando il legame è debole. Le fratture a livello dell'ossido avvengono con le leghe non nobili, se lo spessore dello strato è eccessivo e con le leghe nobili resistenti alla formazione di ossidi superficiali.

Lo spessore di ossido però deve essere minimo 0,4

mm, perché più sottile non protegge la porcellana dalla frattura.

Bibliografia

- › Craig RG. Materiali per l'Odontoiatria Restaurativa. Milano: Edizioni Masson; 1998.
- › Fujimoto J, Land MF, Rosenstiel SF. Protesi fissa oggi: procedimenti clinici e di laboratorio attuali. Padova: Ed. Piccin; 1992.
- › Mac Lean JV. Scienza e arte nella ceramica dentale. Milano: Scienza e tecnica dentistica edizioni internazionali; 1985.
- › Manzon L, Grippando G. Fondamenti di Materiali Dentari. Roma: Edizioni Limiti E; 1999.
- › Menghini P, Battaini P. Metallurgia in odontoiatria. Milano: Edizioni Masson; 1997.
- › Michalakakis KX, Stratos A, Hirayama H, Kang K, Touloumi F, Oishi Y. Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation. J Prosthet Dent. 2009 Sep;102(3):172-8.
- › Negri PL, Eramo S, Lotito M, Facchini SE. I materiali dentari nella pratica quotidiana. Firenze: Edizioni USES; 1995.
- › Shillenburg H, Hobo S, Whitsett DL. Basi fondamentali di protesi fissa. Milano: Scienza e tecnica dentistica edizioni internazionali; 1998.
- › Vanni P, Ortolani V. Materiali Dentari. Bologna: Edizioni Zanichelli; 1993.

CAPITOLO 19

PROTESI SU IMPIANTI

INTRODUZIONE

Procedure e materiali impiegati per la realizzazione di protesi su impianti non differiscono di molto, in linea di massima, da quelle per la realizzazione di protesi su pilastri naturali, soprattutto nel caso di impianti monopezzo, quelli cioè che hanno le parti endossee, transmucose ed endorali prodotte in un solo pezzo non scomponibile.

In questi casi, infatti, la porzione endorale viene preparata in bocca seguendo gli stessi principi utilizzati per preparare il moncone naturale; il rilievo dell'impronta e tutte le successive fasi di laboratorio con relativi materiali sono identiche a quelle necessarie per l'allestimento delle tradizionali protesi fisse e combinate.

Tuttavia, questa tipologia di impianti, forse per la minor versatilità, risulta essere attualmente meno diffusa.

Nella maggior parte degli altri casi, sfruttando la grande quantità di soluzioni tecnologiche attualmente disponibili, al momento del rilievo dell'impronta, sull'impianto dentale viene montato un pezzo dotato di connessione di precisione realizzato in lega di titanio o acciaio, denominato transfer, moncone o abutment, da impronta, che rimarrà inglobato all'interno del materiale (figg. 1, 2). Al momento della realizzazione del modello positivo, il cosiddetto sviluppo dell'impronta, sulla parte del transfer emergente dall'impronta stessa viene montato l'analogo da laboratorio dell'impianto endorale, che riproduce fedelmente la piattaforma di appoggio con relativo sistema di accoppiamento, conico o prismatico, a 3, 4, 6 o 8 facce (fig. 3).

L'analogo da laboratorio, che rimarrà imprigionato nel gesso del modello positivo, può essere in lega di titanio od acciaio e potrà essere successivamente riutilizzato, oppure realizzato in ottone o lega leggera, ed in questo caso sarà monouso. Sia i transfer da impronta che gli analoghi da laboratorio e tutta la restante componentistica vengono forniti dalla stessa casa produttrice degli impianti dentali, che generalmente detiene tutta una serie di brevetti sulle forme, superfici e siste-

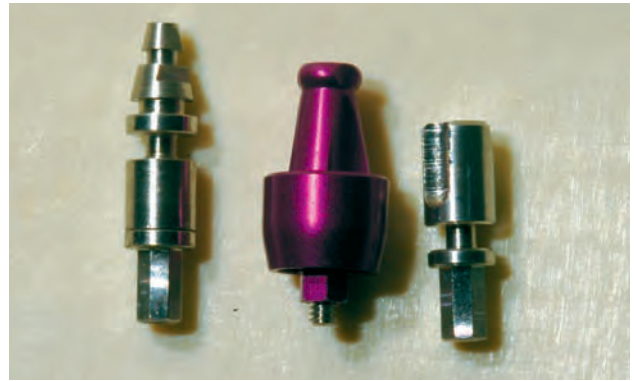


FIG. 1 Diversi tipi di transfer da impronta, destinati, appunto, a trasferire nell'impronta la forma e la posizione della connessione implantare.



FIG. 2 Impronta di arcata superiore in elastomeri silicici con quattro transfer da impronta nelle zone molarie.



FIG. 3 Due diversi tipi di transfer da laboratorio, con connessioni ad esagono ed ottagonale interno.

mi di accoppiamento.

Una volta completato l'allestimento dei modelli master ed antagonista, realizzato il moncone sfilabile ed effettuato il montaggio in articolatore con l'ausilio del relativo arco facciale, sarà possibile progettare ed eseguire il manufatto protesico più indicato per l'edentulia,



FIG. 4 Modello master con analoghi da laboratorio.



FIG. 5 Abutment da sovrافusione, anche noto come UCLA, con connessione in lega preziosa e parte in resina calcinabile.



FIG. 6 Moncone fresabile e monconi da sovrافusione avvitati sul modello maestro.

sfruttando la grande quantità di soluzioni disponibili attualmente (fig. 4).

Il procedimento concettualmente ed operativamente più semplice prevede la realizzazione del moncone protesico da impianto, anche noto come abutment, partendo da un manufatto in lega di titanio, disponibile in varie altezze, diametri ed angolazioni, che viene fresato al parallelometro fino ad ottenere la forma idonea. Poiché una parte dell'abutment generalmente risulta a livello iuxta o sub gengivale, ove vi siano forti necessità di natura estetica e non si voglia correre il rischio di avere trasparenze grigiastre, si possono utilizzare abutment in ossido di zirconio (zirconia), prodotti industrialmente con tecnologia CAD-CAM e tuttavia dotati di caratteristiche meccaniche leggermente inferiori rispetto al titanio ed alle sue leghe.

In alternativa, il moncone implantare può essere realizzato con la tecnica della fusione a cera persa, o meglio della sovrافusione, partendo da un manufatto che ha la parte relativa alla connessione implantare in lega aurea, realizzata industrialmente con torni di precisione a controllo numerico o con tecnologia CAD-CAM, e che si prolunga con una parte cilindrica in resina calcinabile che fungerà da supporto per la cera con la quale l'odontotecnico modellerà la forma definitiva del moncone implantare con dimensioni, angolazioni e parallelismi con altri pilastri protesici artificiali o naturali difficilmente ottenibili con altre tecniche (figg. 5, 6). Il pezzo sarà posto nel materiale di rivestimento e fuso con idonea lega nobile, con procedura tradizionale.

Le fasi successive seguono generalmente quelle utilizzate per le esecuzioni di protesi fisse, ibride o combinate, rimandando pertanto ai relativi capitoli per l'approfondimento. Vi è da notare che la ricerca e l'offerta di tecnologie si stanno orientando soprattutto verso la produzione di manufatti con tecnologie CAD-CAM, individualizzate ed abbellite dall'opera dell'odontotecnico.

Bibliografia

- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1(1):11-25.
- Becker MJ. Ancient "dental implants": a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999 Jan-Feb;14(1):19-29.
- Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.
- Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.
- Branemark PI. Introduction to osseointegration. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985. pp. 11-76.
- Cranin AN. Glossary of implant terms. *J Oral Implant* 1990;16:57-63.
- English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent*. 1992;1(4):273-82.
- Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*. 1993;43:245-53.
- Mercscke-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. *J Prosthet dent*. 1998;79(1):66-73.
- Millenium Research Group report: U.S. markets for dental implants 2003, USDI 03, Toronto, January 2003.
- Mish CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J. Prosthet Dent*. 1992;68(5):809-12.
- Mish CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA, Schwartz-Arad D, Choukroun J, Gutierrez-Perez JL, Marenzi G, Valavanis DK. Implant success, serviva, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent* 2008;17(1):5-15.
- Osborn JF, Newesely H. The material science of calcium phosphate ceramics. *Biomaterials*. 1980;1(2):108-11.
- Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? [guest editorial]. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1991;11:88-91.
- Zard GA, Albrektsson T. Consensus report: towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosthet Dent*. 1998;80(6):641.

CAPITOLO 20

PROTESI TOTALE**INTRODUZIONE**

La protesi totale è una protesi rimovibile che sostituisce l'intera dentatura e le strutture associate del mascellare superiore o della mandibola. È una protesi a supporto esclusivamente mucoso. È costituita da un corpo protesico in resina acrilica rosa sul quale sono montati dei denti artificiali preformati in resina acrilica, resina composita o ceramica. Trova indicazione nei casi di edentulia totale.

Vantaggi:

- › riabilitazione poco invasiva;
- › tempi di realizzazione e costi economici contenuti;
- › basso rischio di complicanze.

Svantaggi:

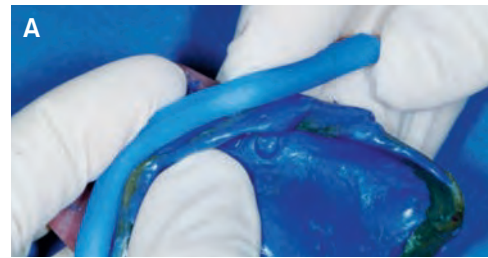
- › ritenzione esclusivamente mucosa;
- › perdita della capacità discriminativa per spessori sottili (a causa della resilienza della mucosa).

La realizzazione di una protesi totale prevede un'impronta preliminare da cui si ricava un modello dell'arcata edentula su cui si realizza un portaimpronta individuale (PI) in resina acrilica. Con l'ausilio PI si rileva una seconda impronta di precisione dalla quale si ricava il modello definitivo.

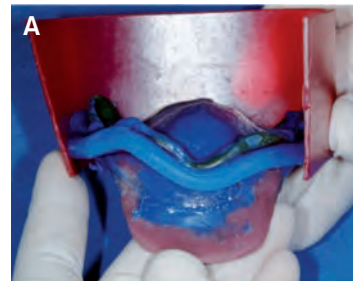
20.1 Sviluppo del modello definitivo

Per sviluppare il modello definitivo (o modello maestro), l'impronta è bordata lungo tutto il perimetro con cera da bordaggio (figg. 1) e di seguito con cera da boxaggio (figg. 2) in modo da costituire l'involucro per la colatura del gesso. Gli strati di cera sono uniti tra loro per mezzo di cera collante. Il gesso scelto è di tipo extra-duro per modelli (classe IV), il rapporto acqua-polvere ed i tempi della miscelazione devono seguire le indicazioni del produttore (figg. 3). Ad indurimento avvenuto, il modello deve essere squadrato secondo i principi proposti da Tweed (figg. 4):

- › la superficie di base del modello deve essere parallela all'andamento delle creste dei mascellari edentuli;



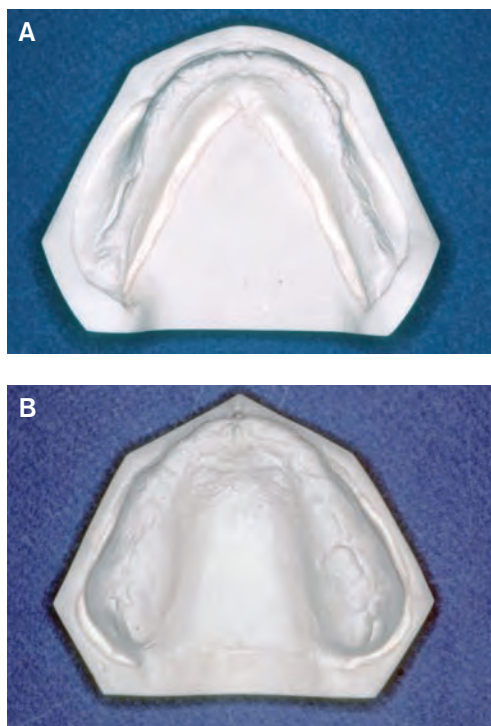
FIGG. 1 Bordaggio del portaimpronta individuale con cera azzurra morbidissima.



FIGG. 2 Boxaggio del portaimpronta individuale, precedentemente bordato, con cera rossa morbida da boxaggio.



FIGG. 3 Colatura dell'impronta definitiva con gesso extraduro per modelli (classe IV).



FIGG. 4 Squadratura dei modelli secondo Tweed.

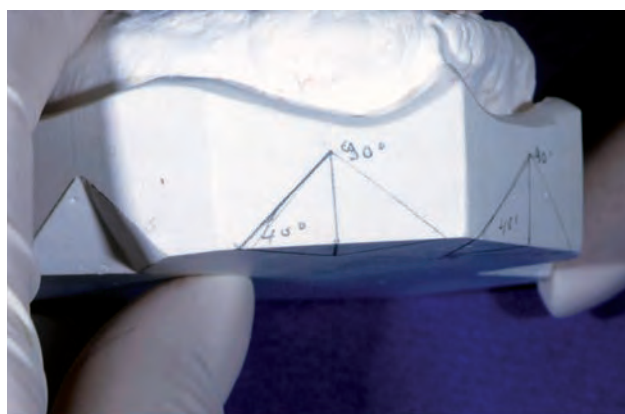


FIG. 5 Preparazione degli split-cast sul modello maestro.



FIG. 6 Split-cast scolpiti sul modello maestro.

- › la superficie assiale posteriore (o distale o dorsale) deve essere perpendicolare alla linea mediana del processo alveolare;
- › le superfici assiali laterali e frontali devono invece seguire l'andamento del processo stesso;
- › il gesso in eccesso nella parte linguale del modello dell'arcata inferiore, deve essere accuratamente rimosso in modo che il fornice linguale sia profondo non più di 3 mm.

Si passa, quindi, alla rifinitura dei modelli mediante l'utilizzo in sequenza di carta vetrata di differente granulometria (dalla più grossa alla più fine) e si procede all'eliminazione di tutti gli spigoli acuti formati in particolare tra fornice e parete assiale, prestando particolare attenzione a non alterare i dettagli anatomici rilevati (fornice, frenuli, trigoni retromolari, Postdam).

Si scolpiscono, sulla base del modello superiore e inferiore, in corrispondenza delle superfici laterali e posteriore, gli "split-cast" secondo Lauritzen. Questi consistono in tre incisioni a forma di V tali da ottenere una forma tetraedrica con angoli a 45° . I due piani che si incontrano formano tra loro un angolo di 90° . L'estensione delle incisioni sulle superfici laterali e sulla base del modello in gesso devono avere un'estensione di circa 15 mm. Gli split-cast sono scavati utilizzando la lama di un cutter (figg. 5, 6).

20.2 Realizzazione delle basi di registrazione

Le basi di registrazione servono a registrare i rapporti intermascellari verticali ed orizzontali del paziente, al trasferimento di questi in articolatore, a suddividere lo spazio protesico e a verificare estetica e fonetica direttamente sul paziente. Sono normalmente costituite da uno strato di resina acrilica che funge da supporto a cui è applicato un vallo o maschera in cera dura modificabile dal clinico.

20.2.1 Limiti delle basi

L'estensione delle basi di resina deve essere simile a quella del corpo protesico definitivo e rispettare i seguenti parametri:

- › superiormente non deve superare le fovee, nella zona della chiusura posteriore (Postdam);
- › inferiormente, l'eminanza piriforme deve essere completamente ricoperta e la linea miloioidea deve essere superata di 0,5 - 1 mm;
- › i frenuli devono essere completamente scaricati con attenzione soprattutto ai laterali che non devono interferire nei movimenti mandibolari durante la prova clinica.

Per facilitare la realizzazione delle basi si tracciano con una matita i limiti protesici direttamente sul modello maestro (figg. 7, 8).

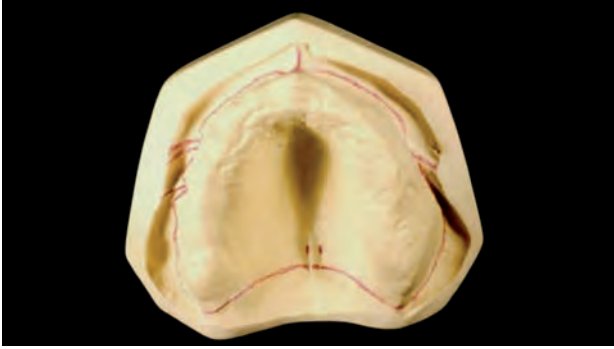


FIG. 7 Limiti protesici sul modello maestro superiore.

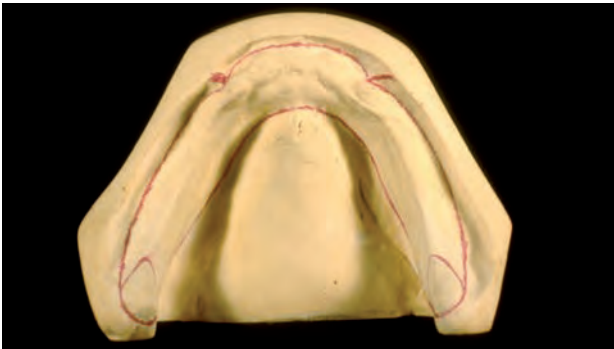


FIG. 8 Limiti protesici sul modello maestro inferiore.



FIG. 9 Modellazione del foglio di resina non polimerizzato sul modello maestro.



FIG. 10 Polimerizzazione del foglio di resina.



FIG. 11 Miscelazione della resina autopolimerizzabile (polvere + liquido).

Le basi possono essere realizzate con resina auto o fotopolimerizzabile. Il materiale scelto deve avere le seguenti proprietà:

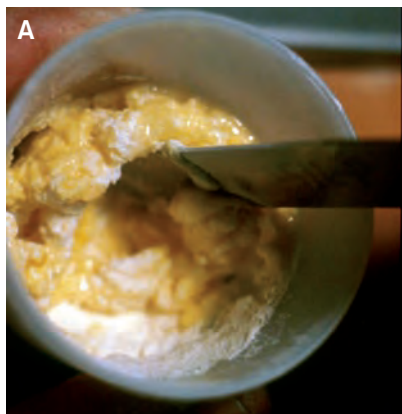
- › riproduzione fedele dei dettagli;
- › facilità di modifica;
- › stabilità dimensionale.

20.2.2 Resina fotopolimerizzabile

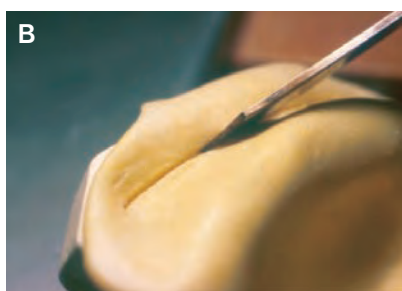
Dopo aver isolato il modello con un doppio strato di mezzo separatore e aver atteso il tempo necessario per la sua asciugatura, si preleva un foglio di resina e lo si adagia sul modello. La resina va pressata delicatamente procedendo dalla zona centrale a quelle più periferiche in modo tale da evitare l'inglobamento di aria nelle zone con maggiore estensione come per esempio il palato. Gli eccessi debordanti oltre la linea di demarcazione tracciata sul modello vanno eliminati utilizzando una lama da bisturi o un cutter. Una volta modellata la resina, il modello va inserito nel forno a raggi ultravioletti per la polimerizzazione. I tempi di polimerizzazione sono indicati dalla casa produttrice del materiale. La realizzazione delle basi con questo tipo di resina è semplice e veloce, e la qualità del materiale non è operatore dipendente (figg. 9, 10).

20.2.3 Resina autopolimerizzabile

Dopo aver isolato il modello con un doppio strato di mezzo separatore e aver atteso il tempo necessario per la sua asciugatura, si procede alla preparazione della resina. Un'adeguata quantità di monomero (liquido) e polimero (polvere) vanno miscelate tra loro in un recipiente di silicone utilizzando una spatola metallica da resina (fig. 11). Il rapporto polvere/liquido indicato dal produttore va rispettato per ottenere un impasto omogeneo e con caratteristiche meccaniche e di lavorabilità ottimali. Dopo la miscelazione si attende che il composto diventi sufficientemente plastico da essere prelevato dal recipiente



FIGG. 12
Manipolazione
della resina
autopolimerizzabile in
fase plastica.

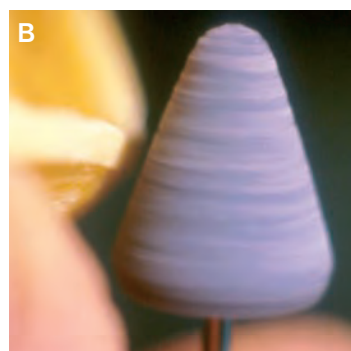


FIGG. 13
Modellazione
della resina
autopolimerizzabile
sul modello maestro.

e essere manipolato. Si manipola la resina manualmente o utilizzando un piano calibrato fino ad ottenere una cialda di resina di spessore uniforme di circa 2 mm (figg. 12). Si adagia la cialda sul modello, si procede con la modellazione della base di resina dal centro verso il fornice, eliminando gli eccessi debordanti utilizzando una lama da bisturi o un cutter (figg. 13). La modellazione delle basi deve essere ultimata prima della completa polimerizzazione.

20.2.4 Rifinitura

I limiti periferici della base in resina sono rifiniti con frese al carburo di tungsteno (di forma a fiamma e a fessura, a seconda delle zone) in modo tale che il bordo abbia un angolo di 45° rispetto alla superficie del modello, mentre la zona sublinguale da trigono a trigono deve essere arrotondata con uno spessore di circa 2 mm per evitare di traumatizzare la mucosa. La zona del Postdam superiore deve avere una forma a finire. La superficie esterna della base deve essere rifinita con l'utilizzo di gomme montate su manico dritto e carta abrasiva a grana fine (fig. 14).



FIGG. 14 Rifinitura
delle basi in resina.

20.3 Costruzione dei valli in cera

I valli in cera hanno la funzione di simulare le future arcate dentarie. Il vallo è formato arrotolando progressivamente un foglio di cera dura (fig. 15), precedentemente ammorbidito sulla fiamma del Bunsen. Una volta ottenuto un cilindro si modella quest'ultimo a ferro di cavallo (fig. 16) e lo si posiziona alla sommità della cresta ossea in una posizione equivalente a quella che sarà occupata dai denti. Per garantire un'adesione ottimale tra la base di resina e la cera del vallo si utilizza un sottile strato di cera collante (figg. 17, 18).

I valli in cera devono avere dimensioni standard:

- ▶ la larghezza in senso vestibolo-linguale è pari a 10 mm nella zona posteriore e 6 mm nella zona anteriore (figg. 19, 20);
- ▶ l'altezza dal fondo del fornice anteriore varia da 22 mm per il vallo superiore a 18 mm per l'inferiore (figg. 21, 22);



FIG. 15 Preparazione iniziale del foglio di cera dura per creare il vallo.



FIG. 19 Dimensione vestibolo-linguale vallo in cera inferiore.

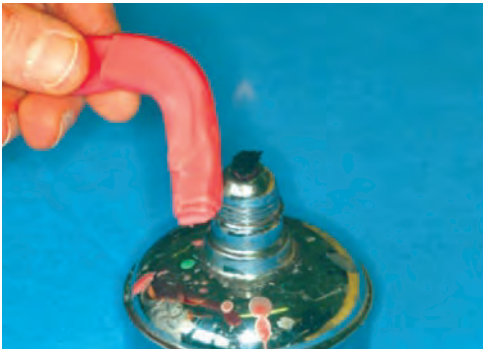


FIG. 16 Modellazione del cilindro di cera ammorbidito.



FIG. 20 Dimensione vestibolo-linguale vallo in cera superiore.



FIG. 17 Posizionamento del vallo in cera preformato sulla base in resina mediante cera collante.



FIG. 21 Dimensione verticale (altezza) del vallo in cera inferiore.



FIG. 18 Modellazione del vallo in cera.



FIG. 22 Dimensione verticale (altezza) del vallo in cera superiore.

- › l'orientamento in senso antero-posteriore e latero-laterale segue l'andamento delle creste ossee sottostanti.

20.4 Montaggio in articolatore

La registrazione dei rapporti intermascellari del paziente può essere eseguita con l'ausilio di un arco facciale. In questo caso, il rapporto spaziale tra le arcate e l'asse cerniera del paziente è trasferito in articolatore. Si monta prima il modello che si è relazionato all'asse cerniera (di solito il superiore) e di seguito l'antagonista, secondo la posizione orizzontale decisa clinicamente e registrata tramite una chiave oclusale (fig. 23).

Se invece non si utilizza un arco facciale, il modello inferiore è montato per primo, secondo il triangolo di Bonwill, cioè un triangolo equilatero tracciato tra i due condili e l'asta incisale dell'articolatore. Il modello antagonista è montato secondo la chiave oclusale.

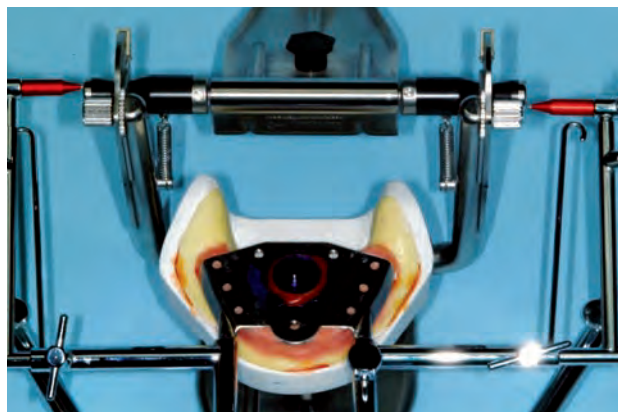
Nell'articolatore a valori medi si deve posizionare l'asta incisiva a valore zero in modo che le branche superiore ed inferiore siano parallele tra loro. Le articolazioni artificiali vanno bloccate con le apposite viti in modo che sia possibile un puro movimento di apertura e chiusura in asse cerniera.

Si isolano i modelli e si bordano applicando una striscia di cera da bordaggio sulle pareti assiali immediatamente sopra gli split-cast, per impedire al gesso fluido di defluire sulle creste e modificare la loro morfologia. Il gesso utilizzato è del tipo III per articolatori. Ad indurimento avvenuto si verifica il montaggio rimuovendo il modello dalla base e riposizionandolo con l'aiuto degli split-cast (fig. 24).

20.5 Scelta dei denti: forma, colore e dimensione

La scelta del colore e della forma dei denti è una fase clinica che si esegue direttamente sul paziente. La scelta si basa su:

- › le foto del paziente precedenti la perdita dei denti, valido aiuto per il ripristino dell'armonia dento-facciale;
- › il colore della cute e la morfologia del viso; cute e capelli scuri richiedono tonalità grigie, cute chiara e capelli biondi tonalità rosee;
- › il sesso, generalmente gli uomini presentano denti di dimensioni più ampie con forma quadrata e tinta più scura, mentre le donne hanno denti più piccoli, una forma triangolare od ovale, bordi incisivi ed angoli arrotondati e tinta più chiara;
- › l'età, il paziente giovane presenta una tinta più chiara, una maggior traslucenza incisiva, minore usura dei bordi incisali e canini con cuspidi ben rappresentate; il paziente anziano presenta una tinta più scura, una minore traslucenza incisiva, una maggior usura dei margini incisali e canini



FIGG. 23 Montaggio in articolatore del modello inferiore secondo la posizione registrata con l'arco facciale.



FIG. 24 Modelli montati in articolatore.

- con cuspidi abrase e appiattite;
- › la teoria di Williams, secondo cui la forma degli incisivi centrali superiori è in rapporto diretto con la forma generale del viso. Esistono tre forme del viso (ovale, triangolare e quadrata) cui corrispondono altrettante morfologie dentali;
- › la teoria embriogenetica di Gerber, secondo cui tra incisivo centrale e laterale c'è lo stesso rapporto esistente tra base e radice del naso.

20.6 Montaggio dei denti diatorici

Il montaggio degli elementi diatorici è una fase di particolare complessità. Se correttamente eseguito, assicura l'omogenea distribuzione dei carichi masticatori dal corpo protesico alla mucosa sottostante, assicura la stabilità della protesi durante la funzione ed esalta la ritenzione. Per un corretto montaggio dei diatorici, è necessario rispettare alcuni principi fondamentali.

20.6.1 Montaggio multilocalmente ed indipendentemente stabile

Il corretto montaggio degli elementi diatorici è definito "multilocalmente ed indipendentemente stabile". È multilocalmente stabile nel senso che ogni singola unità masticatoria è in grado di scaricare "singolarmente" le forze masticatorie create dall'interposizione del cibo, centrando e non dislocando il corpo protesico sulla cresta ossea sottostante; è indipendentemente stabile nel senso che ciò avviene "indipendentemente" dalle forze fisiche ritenitive. Un tale montaggio presuppone che le zone di contatto occlusale si trovino in corrispondenza del centro della cresta, in visione orizzontale.

20.6.2 Rispetto della zona neutra

Gli elementi diatorici devono essere montati nella cosiddetta "zona neutra", cioè quel "corridoio muscolare" in cui le forze delle guance e della lingua si annullano reciprocamente (fig. 25). Un posizionamento troppo linguale ruba spazio alla lingua, causando forze orizzontali destabilizzanti, e perde il contatto con la mucosa geniena, provocando l'accumulo di residui alimentari; al contrario, un montaggio troppo vestibolare compromette la stabilità del corpo protesico perché le forze trasmesse alla protesi dalla muscolatura periorale non trovano una controparte nella muscolatura linguale.

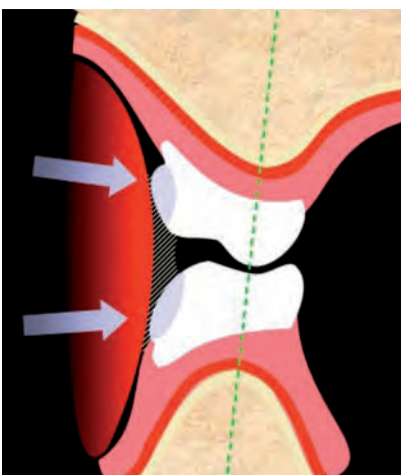


FIG. 25 Montaggio degli elementi diatorici nel rispetto della zona neutra.

20.6.3 Occlusione bilanciata bilaterale

La stabilità del corpo protesico si ottiene più facilmente ricorrendo ad uno schema occlusale bilanciato bilaterale dente a dente. Ciò vuol dire che ogni dente occlude con un singolo antagonista e che in disclusione tutti gli elementi di entrambe le arcate mantengono contemporaneamente il contatto, sia in protrusione sia in laterotrusione (fig. 26). Questo è un aspetto fondamentale nella seconda fase della masticazione, quando il cibo è ormai ridotto in poltiglia, nella fase di deglutizione e in caso di parafunzioni: in queste condizioni si possono verificare dei contatti eccentrici ed è necessario mantenere il contatto simultaneo tra tutti gli elementi dentari.

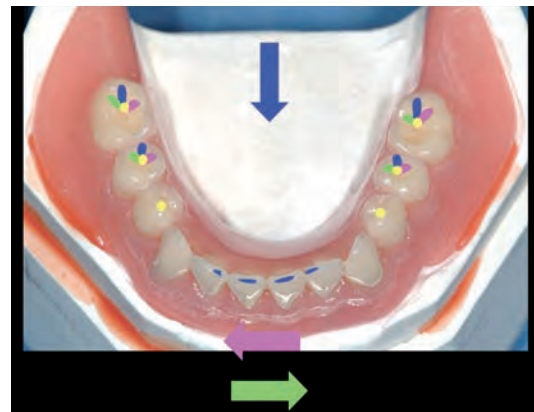


FIG. 26 Occlusione bilanciata bilaterale: è mantenuto il contatto bilaterale durante i movimenti orizzontali.

20.6.4 Morfologia occlusale

Indipendentemente dal tipo di dente scelto, la morfologia occlusale deve essere modificata per garantire un contatto occlusale del tipo "pestello-mortaiò" (fig. 27). Questo è il modo più semplice per realizzare la cosiddetta "centrica lunga e larga", cioè la cuspidè del dente

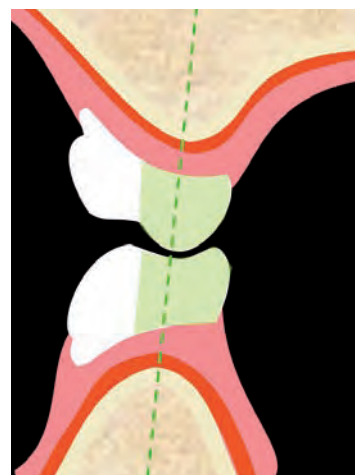


FIG. 27 Contatto occlusale del tipo "pestello-mortaiò": la cuspidè dell'elemento superiore occlude nella larga fossa dell'inferiore.

superiore che occlude nella fossa allargata dell'inferiore. In questo modo si assicura la massima libertà nei rapporti intermascellari in senso antero-posteriore e latero-laterale.

20.6.5 Fasi del montaggio

Analizzando la cresta sul piano sagittale, si individua la zona più declive della cresta, che rappresenta il punto di massima stabilità protesica: qui si monta l'elemento con la superficie oclusale più ampia (il primo molare). Il montaggio è eseguito in corrispondenza della porzione di cresta orizzontale; oltre il punto in cui la cresta diviene obliqua non è possibile montare elementi dentari, pena l'instabilità della protesi.

Il montaggio inizia dai primi premolari, in modo che la fossa mesiale del primo premolare superiore contatti con la cuspidi vestibolare del primo premolare inferiore. La cuspidi vestibolare del primo premolare inferiore deve essere circa 0,5 mm sopra il piano oclusale del vallo inferiore. Si procede al montaggio del secondo premolare inferiore, distalmente il quarto: sul piano frontale le cuspidi vestibolare e linguale si trovano sullo stesso piano del vallo; sul piano orizzontale la fossa è in centro cresta. Si monta il secondo premolare superiore: la cuspidi palatina, in centro cresta, occlude con la fossa dell'antagonista. Si procede con il primo molare inferiore montato nel punto più declive della cresta mandibolare. Le cuspidi vestibolari e linguali sono alla medesima altezza, la fossa principale è in centro cresta. Si monta quindi il sesto superiore la cui cuspidi palatina articola con la fossa principale del sesto inferiore ed è in centro cresta. L'eventuale montaggio dei secondi molari segue le stesse regole dei primi molari. Terminata un'emiarcata si procede con quella controlaterale.

20.7 La muffolatura

La muffolatura è quel processo che permette di trasformare la protesi di prova (costituita da denti artificiali, valli in cera e base di registrazione) nella protesi definitiva. Per far questo è necessaria una muffola per protesi totali, cioè un contenitore metallico diviso in due parti (stampo, o semimuffola inferiore, e controstampo, o semimuffola superiore) nelle quali sono realizzate le forme in gesso per le basi in resina della protesi.

20.8 Rifinitura della protesi

Terminata la fase di muffolatura della protesi, si procede con la rifinitura. La prima fase, detta di sgrossatura, si effettua con frese al carburo di tungsteno a dentatura fine, molto taglienti, montate su manipolo da laboratorio. Si utilizzano forme a fiamma e a fessura, a seconda delle zone da sgrossare. Durante questa fase si elimina la sbavatura di resina polimerizzata tra le due parti della

muffola, seguendo gli stessi principi di rifinitura della base protesica.

Alla sgrossatura segue la fase di levigatura delle superfici. Si utilizzano gomme montate su manipolo, a bassa velocità.

L'ultima fase consiste nella lucidatura, effettuata con frese a spazzola e dischi per lucidatrice. Le spazzole sono in genere di pelo di capra a diverso grado di durezza; i dischi possono essere di cotone, feltro o camoscio, associati a pomice e paste lucidanti.

Bibliografia

- Fish EW. Principles of full denture prosthesis. 7th ed. London: Staples Press; 1948.
- Gerber A. Dominante ästhetische und klinische probleme des frontzahnersatzes. Zahnärztliche Rundschau 1960;10:1-11.
- Horn H, Stuck J. Il montaggio dei denti nella protesi totale. Padova: Piccin; 1987.
- Johnson DL, Stratton RJ. Fundamentals of removable prosthodontics. Chicago: Quintessence Publishing (IL); 1980.
- Palla S. Occlusal consideration in complete denture. In: McNeill C. Science and practice of occlusion. Chicago: Quintessence Publishing (IL); 1997. p. 457-68.
- Preti G. Riabilitazione protesica. I ed. Torino: UTET; 2003.
- The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent. 2005 Jul;94(1):10-92.

CAPITOLO 21

PROTESI PARZIALE

INTRODUZIONE

21.1 Classificazione di Kennedy

La classificazione di Kennedy, proposta nel 1925, si basa su alcuni principi di progettazione protesica, in relazione ad un appoggio dentario o dentomucoso. Kennedy distinse le arcate parzialmente edentule in 4 tipologie fondamentali.

- › **Classe I:** comprende le aree edentule bilaterali distali. In questo caso la protesi parziale rimovibile (PPR) avrà un appoggio di tipo dentomucoso.
- › **Classe II:** comprende un'area edentula distale unilaterale. L'appoggio richiesto da questa protesi è di tipo misto, cioè sia dentario che dentomucoso.
- › **Classe III:** prevede un'area edentula unilaterale. L'area edentula è delimitata anteriormente e posteriormente da denti naturali. La PPR in questo caso avrà un puro appoggio dentario.
- › **Classe IV:** prevede un'area edentula intercalata anteriore, posta mesialmente ai denti naturali residui.

21.2 Protesi scheletrata

La protesi scheletrata rappresenta un valido strumento terapeutico per il ripristino delle edentulie parziali (fig. 1).

La sua particolarità è rappresentata da un ancoraggio sugli elementi dentari residui tramite ganci fusi in metallo o attacchi.

Si tratta di un tipo di protesi estremamente stabile e duratura, in grado di unire un basso costo economico ad un'elevata durata nel tempo. Le condizioni che inducono il clinico a scegliere la protesi scheletrata rimovibile (fig. 1), preferendola alla riabilitazione fissa, possono essere diverse:

- › perdita degli elementi dentali posteriori, che impediscono l'ancoraggio posteriore;
- › notevole perdita ossea, in particolare nella zona anteriore, che risulta difficilmente protesizzabile;



FIG. 1 Esempio di protesi scheletrata.



FIGG. 2, 3 Immagine di protesi scheletrata collegata a protesi di tipo fisso. Si possono osservare: il congiuntore principale palatino ed i congiuntori secondari collegati a ganci e selle.

- › età del paziente che può condizionare la scelta del tipo di dispositivo, facendo preferire la protesi scheletrata a quella fissa.

La protesi scheletrata è composta da diverse parti (figg. 2, 3).

Il **congiuntore principale** rappresenta la porzione di scheletrato che unisce tra loro le varie parti che compongono la struttura. I congiuntori maggiormente impiegati nel mascellare sono: le barre palatine e le placche. Le barre possono essere singole o doppie, mentre le placche si possono presentare complete o a forma di U. I congiuntori principali più utilizzati nell'arcata inferiore sono la barra linguale, la placca linguale e la barra linguale con gancio continuo.

I **congiuntori secondari** sono particolari componenti della protesi scheletrata che consentono l'unione del connettore principale agli altri componenti (ganci e selle). La loro funzione consiste nel trasferire i carichi funzionali dalle singole parti al congiuntore principale.

Per il confezionamento dei congiuntori secondari devono essere seguite le seguenti regole:

- › numero quanto più possibile ridotto;
- › andamento verticale rispetto al corpo della protesi;
- › distanza minima fra l'uno e l'altro deve essere di almeno 5 mm, in caso di più congiuntori;
- › corpo della protesi posto ad almeno di 5 mm di distanza oltre il margine gengivale.

I ganci sono ritenzioni dirette che contribuiscono a mantenere gli scheletrati nella giusta posizione. Sono costituiti dalle seguenti componenti:

- › braccio di guida;
- › braccio ritentivo;
- › spalla del gancio;
- › appoggio.

Il braccio di guida si trova nella posizione terminale del gancio, sopra l'equatore protesico; svolge tre funzioni principali:

- › garantire l'inserzione e disinserzione atraumatica del gancio nella sua posizione terminale;
- › permettere l'abbraccio al dente pilastro;
- › stabilizzare il corpo della protesi contro l'azione dei movimenti di traslazione e di rotazione intorno ad assi verticali. Per i suddetti motivi il braccio guida dovrà essere rigido e robusto.

Il braccio ritentivo viene guidato fino all'equatore dal braccio di guida: una volta superato l'equatore grazie alla sua porzione elastica, la porzione distale del braccio deve assicurare il grado desiderato di ritenzione. Contrariamente al braccio di guida, ha una modellatura più sottile nella sua porzione terminale; analogamente al braccio di guida è alquanto appiattito sul lato volto verso la corona del dente pilastro.

Le due braccia del gancio sono connesse tra loro mediante la spalla del gancio posizionata sopra la corona del dente pilastro nella zona di cresta marginale in direzione oclusale rispetto all'appoggio. I cavalieri del gancio debbono risultare integrati nell'occlusione senza causare interferenze, sia in posizione centrica che in retrusione, che in massima intercuspideazione. Per accogliere gli appoggi, l'elemento dentario deve quindi essere munito di opportune preparazioni.

Le funzioni di cavalieri e appoggi sono le seguenti:

- › arresto terminale molto preciso del gancio;
- › deviazione della pressione esercitata dalla masticazione sul corpo della protesi; tale pressione va diretta sui denti pilastro;
- › stabilizzazione della protesi sui denti pilastro per evitare dislocazioni in direzione sagittale e trasversale;
- › mancanza di movimenti di traslazione in direzione verticale;
- › mancanza di rotazioni intorno a un asse verticale e sagittale.

I cavalieri sono parte integrante della protesi scheletrata, in quanto devono abbracciare il dente per almeno 180° e si dividono in sopraequatoriali e sottoequatoriali. I ganci sopraequatoriali devono assicurare la ritentività della protesi scheletrata. Fanno parte dei ganci sopraequatoriali:

- › gancio Ney n. 1 o gancio semplice, presenta un braccio ritentivo vestibolare, un braccio reciproco linguale ed un appoggio unito al congiuntore secondario. L'appoggio viene posto in sede mesiale o distale a seconda dei casi. È il gancio che presenta buona stabilità. Comunemente usato nelle protesi intercalate;
- › gancio Ney n. 4 o gancio ad azione posteriore, presenta un braccio ritentivo che costituisce un prolungamento del braccio reciproco e sfrutta un sottosquadro mesiale. Non ha reciprocità elevata. Si utilizza in presenza di selle libere distali;
- › gancio ad azione posteriore rovesciato, possiede un appoggio spostato discosto dalla sella con un congiuntore ad attacco diretto. Viene prevalentemente usato nelle protesi unilaterali e bilaterali ad estremità libera;
- › gancio Ney n. 5 o gancio ad anello, presenta di regola due appoggi che circondano quasi completamente il dente; questo tipo di gancio è adatto per molari inclinati e offre momenti di carico ottimale per denti pilastro. Presenta scarsa ritentività pertanto poco utilizzato;
- › gancio doppio o di Bonwill, formato da due ganci semplici connessi spalla a spalla; con questo tipo di gancio si rendono spesso necessari opportuni molaggi di correzione per evitare contatti prematuri ed ostacoli allo scivolamento. Vengono utilizzati prevalentemente in caso di protesi unilaterali ad estremità libera.

I ganci sottoequatoriali sono ganci che presentano il braccio completamente sotto alla linea di analisi. Sovente questi ganci sono applicati nella regione degli elementi frontali. Da un lato tale gancio deve ottemperare a tutte le condizioni richieste per un gancio metallico, dall'altra la modellatura della porzione in vista del gancio deve tenere conto delle esigenze estetiche del paziente.

Le ritenzioni secondarie sono i componenti della protesi scheletrata che impediscono l'allontanamento delle selle libere dai tessuti molli. Oltre a impedire la dislocazione delle selle libere della protesi scheletrata, le ritenzioni secondarie aiutano anche a distribuire uniformemente le forze sul congiuntore principale, impedendone l'affondamento nei tessuti molli. Esse vanno poste il più lontano possibile dalle selle libere e posizionate sul lato opposto all'asse di rotazione.

Le parti metalliche sono costituite da una lega, che nella norma è una lega non nobile, per ragioni biomeccaniche (dovute al peso, alle capacità elastiche e alla resistenza meccanica) ed economiche. Si utilizzano per lo più leghe a base di cromo-cobalto-molibdeno. Nei pazienti allergici a questi metalli la lega viene sostituita con l'oro, metallo meno rigido ma più biocompatibile. Recentemente è stato introdotto il titanio quale metallo utilizzato per il confezionamento di protesi rimovibili, materiale ad alta biocompatibilità utilizzato anche per la realizzazione degli impianti osteointegrati, ma che ancora presenta diversi inconvenienti dovuti alle diffi-

coltà di lavorazione, ai costi elevati ed ai possibili fattori sfavorevoli (discolorazione, perdita di elasticità, distacco dei materiali da rivestimento, usura accelerata).

21.2.1 Progettazione di una protesi scheletrata

Nella progettazione di una protesi scheletrata giocano un ruolo importante, oltre al numero di elementi residui, anche aspetti statici e dinamici della protesi. Essenzialmente, la soluzione tecnica adottata per la costruzione di una protesi deve essere tale da rappresentare una progettazione mediante la quale tutti i vettori di forze vengano, se non totalmente neutralizzati, almeno mantenuti entro limiti fisiologici. Per questo motivo è importante conoscere quali siano i mezzi e metodi tecnici con i quali tali forze possono venire compensate, ridotte oppure convogliate altrove.

21.2.1.1 Studio del modello

Per queste ragioni è fondamentale uno studio preparatorio su modello in gesso extraduro di tipo IV (fig. 4). Infatti soltanto impiegando un gesso extraduro è possibile verificare la forza di ritenzione dello scheletrato già con il suo primo posizionamento. Sul modello di studio preparatorio, si deve determinare il valore di ritenzione di ogni singolo dente pilastro, la direzione d'inserzione più favorevole per la protesi; successivamente vengono disegnati gli appoggi mediante gli opportuni molaggi affinché i ganci non causino interferenze.

I fattori che determinano la scelta dei denti pilastro sono principalmente il numero e la distribuzione dei denti residui, e l'analisi della situazione statico-dinamica dell'arcata.

I modelli in gesso delle arcate dentarie opportunamente trattate vengono collocati in un articolatore mediante un metodo di trasferimento rapido; bisogna marcare sia gli stop centrici che le faccette per i movimenti di protrusione e di lateralità; gli appoggi e le spalle dei ganci debbono venire programmati in modo che non vengano a coincidere con i punti segnati.

Nel caso in cui motivi protesici obblighino a collocare elementi dei ganci nelle zone marcate, i rapporti occlusali debbono venire modificati mediante molaggi selettivi.

La progettazione dei ganci si basa sui modelli dei mascellari con marcature delle aree degli stop centrici e delle escursioni eccentriche, come pure sui denti pilastro; le linee di sostegno, il poligono di appoggio e gli assi di rotazione vengono determinati in corrispondenza alle opportune considerazioni statico-dinamiche; da ciò deriva la scelta dei tipi di gancio e la loro distribuzione topografica.

Successivamente viene effettuata una valutazione del valore ritentivo richiesto per il tipo di gancio che ci si propone di adottare montando il modello in gesso sul parallelometro; in linea di principio tutti i ganci di una

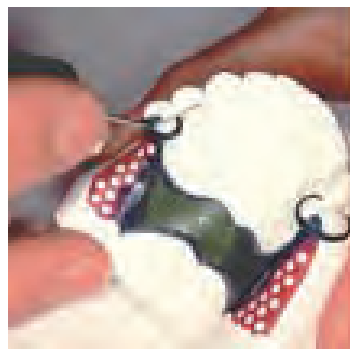


FIG. 4 Preparazione di protesi scheletrata su modello in gesso.

protesi scheletrata dovrebbero possedere lo stesso valore di ritenzione. La resistenza attiva verso le forze di dislocazione corrisponde a circa 5-10 N.

21.2.1.2 Realizzazione della protesi in laboratorio

Per quanto riguarda la realizzazione della protesi in laboratorio, essa inizia con l'eliminazione di tutte le parti in sottosquadro dal modello master in gesso, mediante l'utilizzo di cera; questo vale in modo particolare per quelle regioni in cui i congiuntori oltrepassino la gengiva marginale.

Anche nella regione delle selle della protesi va scaricata l'area fra l'impronta della cresta ossea e lo scheletrato metallico; tale spazio permetterà di polimerizzare la resina della sella allo scheletrato e permette inoltre di applicare, al bisogno, delle sottoribasature. Nella mandibola uno strato di cera dello spessore da 0,2 a 0,5 mm servirà come premessa per un adeguato supporto della barra linguale.

Una volta effettuata la preparazione del modello si procede a una presa d'impronta a mezzo di silicone; quest'ultima viene colata con materiale refrattario specifico per la fusione delle stelli. Si ottiene così il modello definitivo di lavoro, sul quale viene costruito lo scheletrato con cera da modellare oppure preformati in plastica standardizzati, seguendo un sistema a sezioni. È opportuno lavorare sull'articolatore, allo scopo di evitare l'insorgere di interferenze occlusali sui componenti dei ganci.

Dopo la fusione lo scheletrato deve venire ulteriormente rifinito, e infine lucidato.

Dato che i profili in cera che si impiegano per la modellazione di uno scheletrato sono calcolati in modo molto preciso sui valori d'elasticità delle leghe metalliche usate, è necessario che tali profili non vengano in alcun modo modificati durante la lucidatura; questo vale sia per i ganci e i congiuntori, sia per il corpo della protesi. Ogni alterazione di questi profili porta come conseguenza la formazione di zone più deboli nello scheletrato, e quindi viene aumentato il pericolo di rotture.

La lucidatura, effettuata con sabbatura, pomice a grana fine, bagno elettro-galvanico, rotelle di gomma e apposite spazzole, garantisce il mantenimento delle dimen-

sioni originali.

In seguito, grazie alle informazioni relative all'occlusione inviate dal clinico, il tecnico può proseguire il lavoro con il montaggio degli elementi dentari. Il primo elemento dentario da montare si situa in corrispondenza dell'elemento pilastro che ospita il gancio. La difficoltà in questo caso è data dalla presenza del gancio stesso, quindi risulta indispensabile modificare il dente artificiale, creando per il gancio lo spazio necessario ad ottenere un adeguato contatto tra dente naturale e artificiale. Montato il primo dente si procede posizionando gli altri elementi. Inizialmente viene utilizzata della cera dura per posizionare gli elementi ed impedirne il movimento, dopodichè si procede all'eliminazione della cera e alla zeppatura della resina. Quindi il modello viene isolato e vengono posizionate in seguito la protesi scheletrata e le mascherine; infine vengono eseguite zeppatura e polimerizzazione. Il modello viene così rifinito e successivamente lucidato.

Bibliografia

- AL-Dwairi ZN. Partial edentulism and removable denture construction: a frequency study in Jordanians. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2006 Mar;14(1):13-7.
- Ancowitz S. Esthetic removable partial dentures. *Gen Dent.* 2004 Sep-Oct;52(5):453-9
- Assemat-Tessandier X, Irsa A. Concepts in removable partial dentures. 1. Enclosed lateral edentulism. *Inf Dent.* 1990 Oct 18;72(36):3339-46.
- Bocage MG, Derboghosian E, Monteserin C. Experimental study of removable partial denture retention. *Rev Asoc Odontol Argent.* 1990 Jul-Sep;78(3):152-7.
- Casado Llompert JR, Rodriguez Gonzalez M, Suarez Feito JM. Removable partial denture. 2. Concepts and objectives. *Rev Eur Odontostomatol.* 1989 Mar-Apr;1(2):105-10.
- Dittmar K. Sistematiche moderne nella tecnica dello scheletrito. TW Media, 2000.
- Fernández E, Grimonster J. Retention and biomechanics in the "retentive complex". 1. The schools of Akers, Roach and Ney. *Av Odontostomatol.* 1988 Nov;4(7):331-8.
- Gaber G. Protesi Parziale. Atlante di Odontoiatria diretto da Rateitschak KH. Bologna: Piccin, 1986.
- Irsa A, Assemat-Tessandier X. Concepts in removable partial dentures. 2. Posterior extension edentulism., *Inf Dent.* 1991 Nov 21;73(40):3597-603.
- Kaplan P. Flexible removable partial dentures: design and clasp concepts. *Dent Today.* 2008 Dec;27(12):120, 122-3.
- Parker DA, Harcourt JK, Cheung NH. Attitudes of Victorian dentists to removable partial denture prosthodontics: treatment planning. *Aust Dent J.* 1989 Dec;34(6):536-47.
- Vaillant P. Occlusal concepts and equilibration in removable partial dentures. *Chir Dent Fr.* 1986 Mar 27;56(331):40-4. French

CAPITOLO 22

PROTESI COMBINATA

INTRODUZIONE

La protesi combinata è una protesi rimovibile dal cavo orale del paziente che coniuga le caratteristiche della protesi parziale rimovibile a quelle della protesi fissa. È una riabilitazione protesica che ha la peculiarità di poter essere inserita e rimossa personalmente dal paziente ed è indicata sia nei casi di edentulismo parziale intercalato che nei casi di edentulismo parziale distale.

Analogamente alla protesi parziale rimovibile è costituita da un connettore principale, da mezzi di ancoraggio alla dentatura residua e da connettori secondari per l'appoggio sulle selle edentule e il sostegno degli elementi sostitutivi. In più, parte della riabilitazione protesica è cementata in modo permanente alla dentatura residua e offre ancoraggio alla porzione rimovibile.

Lo sviluppo della protesi combinata è dovuto all'esigenza estetica di mascherare i dispositivi di connessione tipici della protesi parziale rimovibile alla dentatura naturale (ganci). I ganci possono essere antiestetici e mal tollerati dal paziente, specie quando la riabilitazione protesica rimovibile deve sfruttare la ritenzione offerta da elementi dentari anteriori.

Nella protesi combinata la ritenzione (funzione tipica del gancio in PPR) è offerta da un attacco di precisione. Tale dispositivo ancora la parte rimovibile della protesi combinata ad un restauro protesico cementato alla dentatura residua (protesi fissa) sfruttando un accoppiamento meccanico tipo positivo-negativo.

Per tale scopo deve essere previsto un restauro protesico fisso sugli elementi dentari naturali che offrono ritenzione alla protesi combinata.

La parte fissa cementata ai denti e la parte rimovibile sono connesse in modo rigido tramite gli attacchi di precisione così da costituire una unità funzionale unica: la protesi combinata.

L'indicazione alla riabilitazione con protesi combinata nasce da tre esigenze:

- › una dentatura fissa residua che sia sufficientemente affidabile dal punto di vista prognostico, ma che non

offra più la possibilità di una riabilitazione protesica fissa tradizionale (per esempio lacuna intercalata troppo estesa, edentulia distale);

- › la necessità di ridare sostegno ai tessuti periorali quando, con la perdita dei denti, si sia verificato anche il riassorbimento di un'ingente quantità di osso alveolare;
- › l'esigenza estetica di non vedere i ganci della protesi parziale rimovibile.

La protesi combinata, analogamente alla protesi parziale rimovibile, offre l'appoggio mucoso che consente di dissipare i carichi masticatori anche sui tessuti di sostegno. Le forze masticatorie esercitate sulla sella edentula si distribuiscono in parte sui denti residui e in parte sui tessuti orali che danno sostegno alla sella. Nel mascellare superiore anche il connettore principale può offrire sostegno ai carichi masticatori.

Quando il riassorbimento osseo è molto importante, la riabilitazione con una protesi fissa richiede denti esteticamente troppo lunghi. La perdita dell'osso alveolare non è compensata dalla protesi fissa che, in questi casi, non offre un adeguato sostegno a guance e labbra. La protesi rimovibile, grazie alla resina che simula i tessuti gengivali, può ripristinare il corretto rapporto estetico di lunghezza degli elementi dentari e al contempo offrire adeguato sostegno ai tessuti orali.

Esistono moltissimi tipi di protesi combinata che si differenziano in base al tipo di attacco alla dentatura residua. Quando l'attacco si sviluppa nel volume della corona, si parla di attacchi intracoronalari, quando l'attacco è esterno al volume della corona si parla di attacco extracoronale. Un tipo particolare di protesi combinata è la protesi telescopica.

22.1 Cenni sulla protesi telescopica

Per protesi telescopica si intende un particolare tipo di protesi dentaria, fissa o rimovibile, che si basa sul sistema telescopico, definito come: *elementi tubulari atti a scorrere l'uno nell'altro come le parti di un telescopio allungabile*.

In odontoiatria un sistema telescopico è formato da una corona primaria, fissata al pilastro dentale o implantare, che prende il nome di patrice o cappuccio telescopico, e da una corona secondaria, che prende il nome di matrice o corona telescopica. Le due subunità sono collegate tra loro con cementi, viti di ritenzione o sfruttando unicamente la ritenzione ottenuta dal principio di accoppiamento conico e sono deputate a lavorare come un'unica unità funzionale nella riabilitazione protesica. In base al tipo di fissaggio utilizzato la protesi telescopica può essere così classificata:

- › protesi telescopica liberamente rimovibile (dal paziente);
- › protesi telescopica fissa;
- › protesi telescopica facoltativamente rimovibile (dall'odontoiatra).

L'utilizzo del sistema telescopico come supporto ad una

protesi totale rimovibile fu per la prima volta descritto da Starr nel 1886. È però negli anni '60-'70 che questo tipo di sistematica protesica ebbe la massima diffusione. Molti parodontologi infatti la preferivano alla protesi convenzionale per la possibilità di reintervento parodontale. Al giorno d'oggi è da molti considerata una tecnica protesica obsoleta a causa di:

- › progresso delle metodiche terapeutiche (minor necessità di reintervento sui pilastri);
- › difficoltà tecniche di realizzazione;
- › costi elevati;
- › estetica peggiore;
- › assenza di linee guida in letteratura.

Nonostante questo la protesi telescopica, specialmente quella rimovibile, presenta, in alcune situazioni cliniche, numerosi vantaggi che permettono riabilitazioni protesiche altrimenti difficilmente eseguibili. Infatti una protesi telescopica rimovibile permette un'efficace igiene favorendo il mantenimento della salute parodontale, e soprattutto permette di mantenere pilastri a prognosi incerta e in caso di estrazioni può essere modificata fino ad essere trasformata in una protesi totale.

Lo scopo di questo lavoro è la valutazione delle possibili indicazioni e dei principi di funzionamento della "vecchia" protesi telescopica con speciale interesse riguardo al **principio di accoppiamento conico**.

22.2 La ritenzione tra patrice e matrice

Le due componenti fondamentali della protesi telescopica sono:

- › una corona primaria, che prende il nome di patrice o cappuccio telescopico, che è sempre fissata definitivamente al pilastro dentale o implantare (fig. 2);
- › una corona secondaria, che prende il nome di matrice o corona telescopica (fig. 3).

Per il successo della riabilitazione con protesi telescopica è fondamentale la ritenzione tra patrice e matrice protesica, cioè: *la resistenza di una protesi allo spostamento lungo il percorso naturale di movimento (solitamente verticale)*.

La ritenzione di un manufatto protesico nella protesi telescopica, fissa e facoltativamente rimovibile, dipende dagli stessi parametri delle metodiche fisse classiche. È determinata infatti, oltre che dall'azione del cemento, dal numero dei pilastri, dal loro parallelismo, dalla loro convergenza e lunghezza e dalla quantità e qualità della superficie di contatto tra essi e la protesi.

Nel sistema telescopico rimovibile, nel quale la richiesta di ritenzione tra pilastro-patrice e matrice-protesi secondaria non è meno importante, sono invece utilizzati due diversi tipi di accoppiamento: quello cilindrico e quello conico. Nell'accoppiamento "cilindrico" le pareti della corona primaria sono parallele, mentre in quello "conico" le pareti sono convergenti. In entrambi i casi, ma più frequentemente nell'accoppiamento cilindrico, per aumentare la ritenzione possono essere usati dispositivi accessori, come sistemi a coulisse-mol-

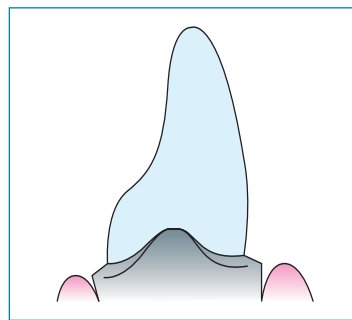


FIG. 1 Dente limato.

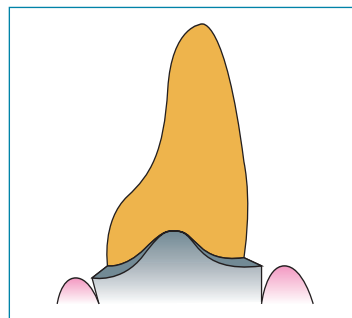


FIG. 2 Patrice.

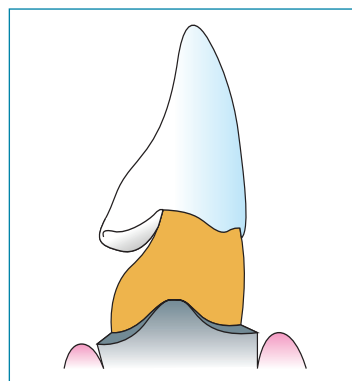


FIG. 3 Matrice.

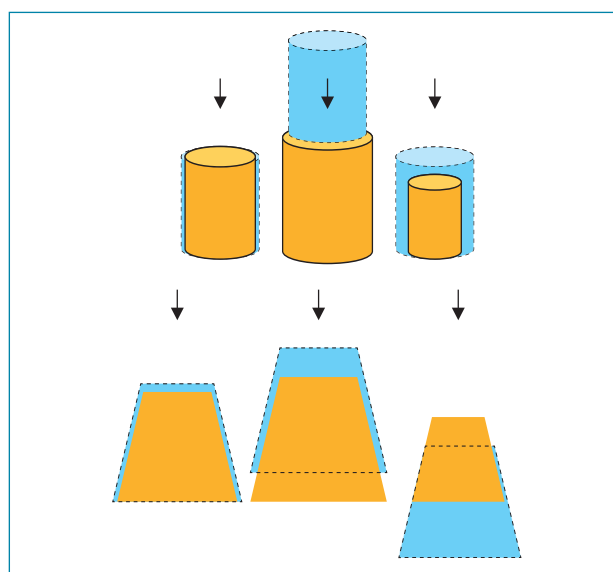


FIG. 4 Meccanica dei sistemi di accoppiamento: maggior tolleranza del sistema d'accoppiamento conico rispetto a quello cilindrico.

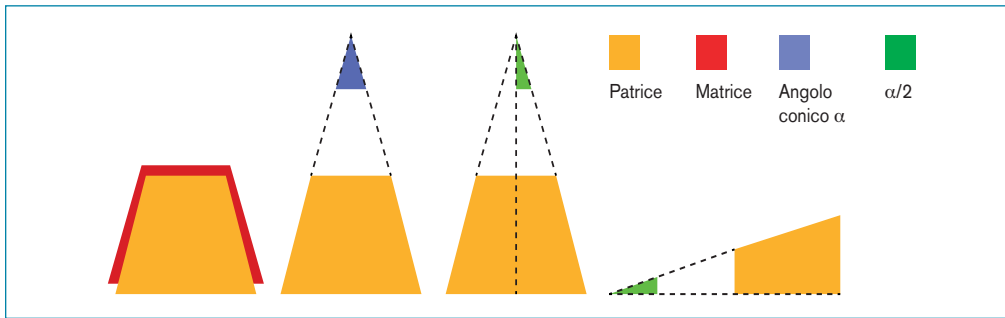


FIG. 5 Angolo conico α e angolo $\alpha/2$.

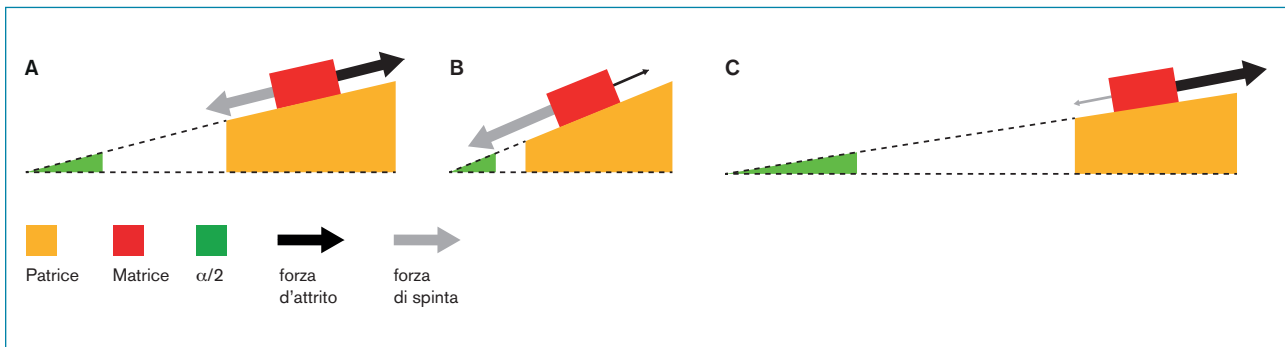


FIG. 6 Esempificazione con l'utilizzo dei piani inclinati delle componenti che determinano la ritenzione tra patrice e matrice. A: equilibrio labile. B: equilibrio instabile. C: equilibrio stabile.

la (per esempio dispositivo Pressomatic).

Per la realizzazione di protesi telescopiche rimovibili è consigliabile utilizzare l'accoppiamento conico perché, a fronte delle stesse difficoltà tecniche di realizzazione, presenta una maggiore tollerabilità d'errore rispetto a quello cilindrico (fig. 4). Infatti, nonostante possano esserci disomogeneità tra patrice e matrice, nel sistema conometrico l'accoppiamento tra le superfici è sempre possibile mentre nell'accoppiamento cilindrico una minima discrepanza comporta la perdita della ritenzione o l'impossibilità di inserimento. Inoltre presenta un'usura per frizione delle superfici notevolmente maggiore rispetto a quella del sistema conometrico, che ne può precludere la funzionalità nel tempo.

22.2.1 Il principio dell'accoppiamento conico

L'accoppiamento conico inizia ad essere utilizzato in ingegneria meccanica agli inizi del secolo scorso. Esso prevede l'incastro tra un gambo troncoconico ed un alloggiamento, anch'esso conico, aventi la stessa apertura angolare. La ritenzione ottenuta tra le due subunità si genera grazie all'attrito che si sviluppa lungo le superfici a contatto durante la fase d'inserimento della matrice sulla patrice.

In odontoiatria il principio di accoppiamento conico è utilizzato per la realizzazione di corone telescopiche o "doppie" quando si vuole ottenere una ritenzione delle due subunità senza l'utilizzo di cementi o viti di ritenzione. La ritenzione che si sviluppa tra patrice e

matrice dipende da:

- ▶ angolo conico, formato dal prolungamento dei lati del cono (fig. 5);
- ▶ coefficiente d'attrito, che dipende dai materiali utilizzati e dalla loro lavorazione;
- ▶ forza d'inserzione, utilizzata per inserire la matrice sulla patrice.

Nel momento in cui la corona secondaria è inserita sulla patrice, si sviluppa una forza, con verso opposto alla forza d'inserzione denominata forza di spinta, determinata dalla deformazione elastica della matrice pressata sulla patrice, che risulta in un'azione repulsiva tra le due subunità. La forza d'attrito, che si genera quando le due subunità entrano in contatto, ha azione opposta a questa forza di spinta. Il modulo e la direzione di queste due forze sono strettamente dipendenti dall'entità della forza d'inserzione e dal grado di conicità delle due subunità.

- ▶ **Conicità elevata** (ampio angolo conico): la forza di spinta della corona secondaria è maggiore dell'attrito tra le due superfici, si genererà una forza repulsiva che non permette alle due subunità di ingaggiarsi. L'accoppiamento è instabile.
- ▶ **Conicità bassa** (limitato angolo conico): la forza di spinta è minore dell'attrito e si genera una ritenzione tra patrice e matrice. L'accoppiamento è stabile e quindi per separare le subunità occorrerà esercitare una forza di distacco.

Esiste un angolo conico limite nel quale la forza di spinta è uguale all'attrito. L'accoppiamento in questo caso è labile e per separare le subunità basterà una forza di distacco pari a 0.



FIG. 7
Realizzazione dello stop oclusale.

Per spiegare meglio la relazione tra la ritenzione e i fattori che la determinano nell'accoppiamento conico, si può esemplificare la descrizione del sistema con un piano inclinato (fig. 6).

La ritenzione ottenuta dipende molto quindi dal materiale utilizzato per realizzare patrice e matrice, perché la forza d'attrito dipende dal suo coefficiente d'attrito e dalla qualità superficiale. È molto importante che le due superfici che vengono in contatto non siano perfettamente lisce, ed è inoltre buona norma realizzare matrice e patrice con lo stesso materiale, così da permettere alle due superfici di avere la stessa durezza per mantenere il più a lungo possibile le microporosità presenti, che nel caso di due materiali con diverse durezza sarebbero abrasive. Inoltre è essenziale che il metallo con cui si realizza la matrice, soprattutto se abbinato alla ceramica, abbia un elevato modulo elastico per ridurre al minimo le distorsioni che derivano dall'inserimento sulla patrice. Usando leghe ad alto contenuto aureo (coefficiente d'attrito 0,1), altamente consigliate per la realizzazione di protesi telescopiche, vista la difficoltà nel lavorare correttamente quelle vili, l'angolo conico, per ottenere una ritenzione ottimale, deve essere di 12° complessivi. Esiste anche la possibilità di realizzare queste protesi telescopiche in titanio.

Le variabili da considerare al momento della realizzazione di patrici e protesi secondarie con accoppiamento conico sono molte. Di solito le due subunità vengono entrambe realizzate per fusione attraverso la metodica a cera persa; ovviamente la modellazione della matrice sarà effettuata sulla patrice e non sul moncone.

Riassumendo, per aumentare la ritenzione tra le due subunità possiamo:

- › diminuire l'angolo conico;
- › aumentare la forza d'attrito (e quindi il coefficiente d'attrito);
- › aumentare la forza d'inserzione.

I primi due parametri possono essere variabili per eventuali errori durante la fase di realizzazione. Inoltre, per l'usura delle superfici nel tempo, vi è una riduzione dei valori di ritenzione.

La forza d'inserzione è sempre variabile, perché essa è determinata da:

- › forza manuale di inserimento del paziente;
- › cicli masticatori;
- › eventuali parafunzioni.

Queste variabili possono portare, al momento della

realizzazione, ad un sistema telescopico che non abbia ritenzione o ad un sistema in cui sia troppo difficile rimuovere la protesi dalla patrice una volta inserita.

Castellani, per ovviare a questi problemi, consiglia di fabbricare, nella superficie orizzontale interna della matrice, un piccolo stop (fig. 7). Esso durante le fasi di aggiustamento clinico potrà essere modulato semplicemente con una fresa, permettendo di controllare il grado di inserzione tra patrice e matrice e conseguentemente la ritenzione.

22.3 Protesi telescopica liberamente rimovibile (dal paziente)

Nella protesi telescopica liberamente rimovibile dal paziente le corone primarie e secondarie, che allog-

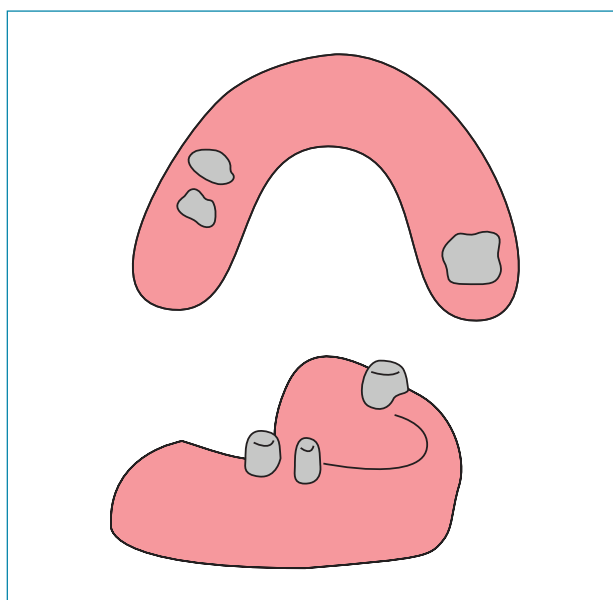


FIG. 8 Protesi telescopica liberamente rimovibile.

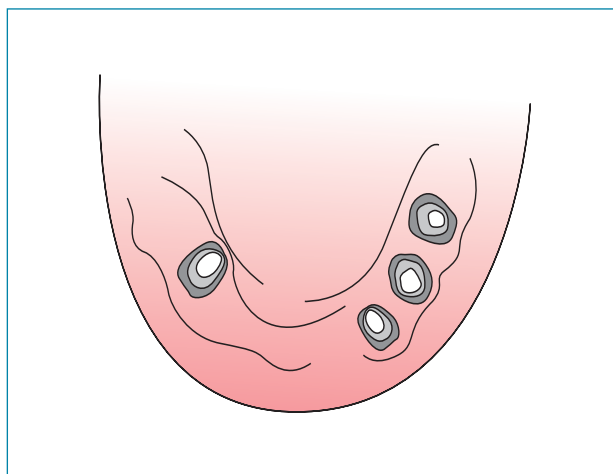


FIG. 9 Realizzazione delle patrici.

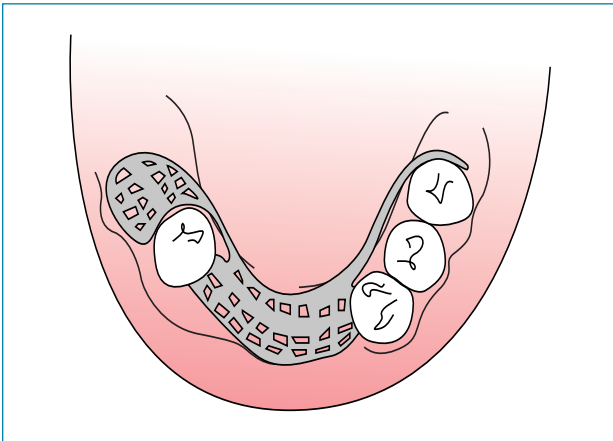


FIG. 10 Protesi secondaria (corone e scheletrato metallico sono realizzati in un unico manufatto protesico).

giano una dentro l'altra compenetrandosi come due subunità concentriche, sono utilizzate come collegamento tra i pilastri (dentali, implantari o misti) e protesi rimovibili (fig. 8). Le matrici, lo scheletrato metallico e le selle in resina per l'appoggio mucoso, vengono realizzate in un unico manufatto protesico (figg. 9, 10) e l'accoppiamento conico tra patri-ci-matrici manterrà ritentiva e stabile l'intera protesi.

Questo tipo di protesi è sicuramente il più utilizzato tra quelli che adoperano il sistema telescopico.

22.3.1 Indicazioni

In determinate situazioni cliniche, in cui siano presenti pilastri dentali, implantari o misti, questa metodica

si presenta come una possibile alternativa alla protesi overdenture classica e alla protesi fissa su impianti. Nella tabella 1 sono riportate le possibili indicazioni della protesi telescopica liberamente rimovibile (dal paziente).

- › **Elementi pilastro con diversa prognosi.** La protesi telescopica, al contrario di quella combinata o parziale rimovibile, non è influenzata dalla diversa prognosi dei denti pilastro. Infatti la protesi potrà essere sempre correttamente riadattata fino a quando rimarrà l'ultimo pilastro funzionalmente valido, sia dentale che implantare.
- › **Elementi pilastro con differente mobilità.** Quando alcuni degli ancoraggi presentano una marcata mobilità, eseguire una parte della riabilitazione attraverso una protesi fissa, come nel caso di una protesi combinata, è molto rischioso, perché sarà possibile un deficit della chiusura marginale degli ancoraggi più mobili già durante la fase di cementazione. Deficit che può portare nel tempo al fallimento dell'intera protesi. Nella soluzione conometrica ogni ancoraggio avrà la sua cappetta primaria singola cementata prevenendo questo rischio.
- › **Libero accesso al parodonto marginale.** Rimuovendo la protesi secondaria, si può avere libero accesso al parodonto marginale degli elementi pilastro, situazione ottimale per una corretta igiene domiciliare e per la possibilità di reintervento parodontale. Condizione non ottenibile con soluzioni in cui è presente una componente fissa.
- › **Differente entità di ritenzione sui pilastri.** Nella protesi telescopica si può modulare l'entità di ritenzione dei vari elementi pilastro, fino ad utilizzarli solo come elementi stabilizzatori della protesi secondaria.

SITUAZIONE CLINICA	ALTERNATIVA A:	INDICAZIONI
Limitato numero di pilastri con selle edentule	Protesi combinata (con attacchi di precisione)	<ul style="list-style-type: none"> • Elementi pilastro con diversa prognosi • Elementi pilastro con differente mobilità • Libero accesso al parodonto marginale • Differente entità di ritenzione sui pilastri
Limitato numero di pilastri con selle edentule	Protesi parziale rimovibile	<ul style="list-style-type: none"> • Elementi pilastro con diversa prognosi • Differente entità di ritenzione sui pilastri
Pochissimi elementi pilastro	Protesi overdenture con: <ul style="list-style-type: none"> • Appoggi • Bar attachment • Ball attachment 	<ul style="list-style-type: none"> • Possibilità di una miglior ritenzione e stabilità della protesi secondaria
Adeguate numero di pilastri ma forte riassorbimento delle creste alveolari	Protesi fissa su impianti	<ul style="list-style-type: none"> • Possibilità di aumentare l'estetica attraverso l'uso di flange in resina che simulano la gengiva

TAB. 1 Indicazioni alla protesi telescopica liberamente rimovibile.

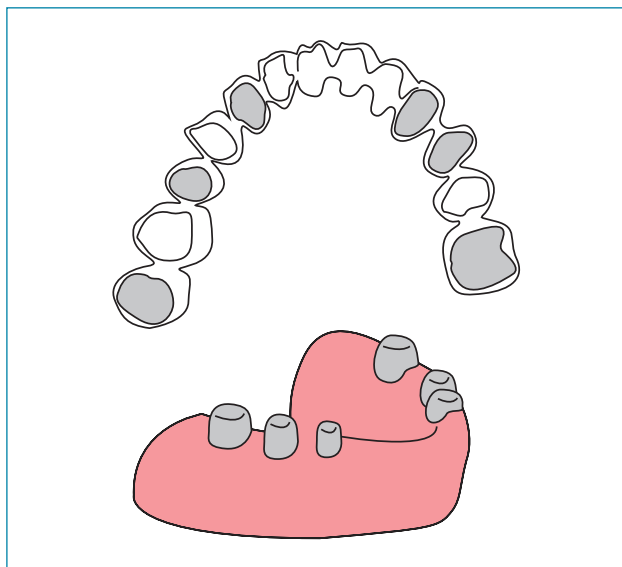


FIG. 11 Protesi telescopica fissa.

22.4 Protesi telescopica fissa

Nella protesi telescopica fissa la cappetta primaria e la corona telescopica vengono fissate attraverso l'uso di un cemento definitivo.

Clinicamente la progettazione di una protesi telescopica fissa non differisce dalle metodiche di realizzazione di una protesi fissa tradizionale. Al momento della preparazione degli elementi pilastro, però, bisognerà tenere conto anche dello spazio necessario per la cappetta primaria (lo spazio necessario è di 0,3-0,5 mm).

La corona secondaria potrà essere sia una corona fusa che una in oro-ceramica (fig. 11). A seconda della richiesta estetica la preparazione potrà essere effettuata con margini di chiusura orizzontali o verticali.

La cappetta primaria viene modellata sostanzialmente riproducendo il moncone dentario con dimensioni maggiori.

Una volta realizzata la cappetta primaria per fusione con la tecnica a cera persa, le metodiche di realizzazione della corona secondaria sono essenzialmente le stesse della protesi tradizionale; ovviamente la modellazione in cera del manufatto protesico o la realizzazione per elettrodeposizione (AGC) della componente metallica della protesi telescopica sarà effettuata al di sopra della patrice e non sul moncone in gesso.

La ritenzione ottenuta tra matrice-patrice sarà regolata dai principi della protesi fissa tradizionale. Importante sarà, per aumentare la ritenzione, sabbare entrambe le superfici metalliche.

È bene che i metalli delle due subunità siano simili per evitare il fenomeno dell'elettro galvanismo.

22.4.1 Indicazioni

La protesi telescopica fissa si pone come alternativa

alla protesi fissa tradizionale nelle seguenti situazioni cliniche:

- › mancanza di parallelismo fra i pilastri;
 - › elementi pilastro mobili;
 - › necessità di successivo collegamento della protesi.
- › **Mancanza di parallelismo fra i pilastri.** Situazione clinica abbastanza frequente è la presenza di elementi dentari con diverse inclinazioni. Classica situazione è di un'inclinazione dei denti verso

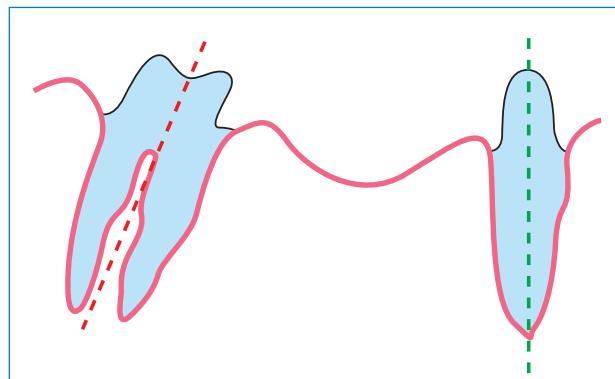


FIG. 12 Mancanza di parallelismo tra i monconi.

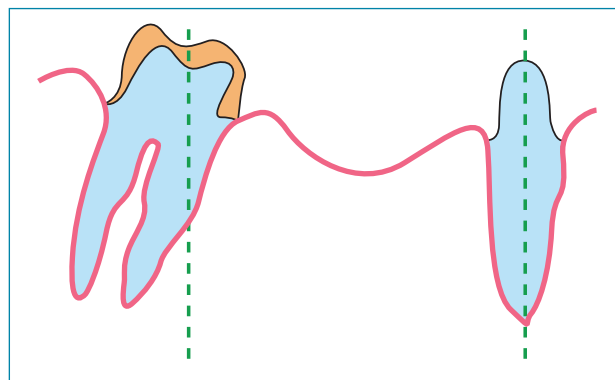


FIG. 13 La patrice permette di ottenere un corretto asse di inserimento per la protesi secondaria.

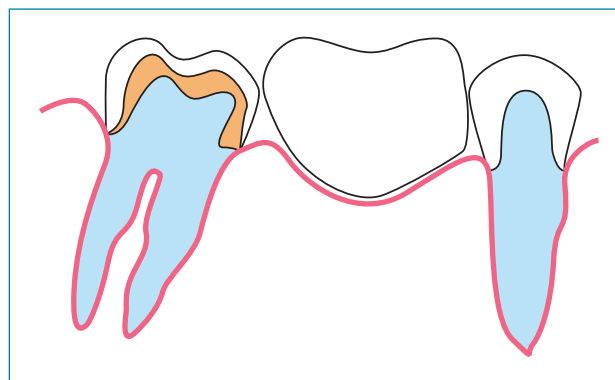


FIG. 14 Riabilitazione protesica finale.

MEZZO DI RITENZIONE	VANTAGGI	SVANTAGGI
Cementazione provvisoria	<ul style="list-style-type: none"> • Minore difficoltà tecnica • Preparazioni più conservativa dei pilastri 	<ul style="list-style-type: none"> • Imprevedibilità del comportamento del cemento: possibilità di distacchi accidentali della protesi o troppo efficace quando l'odontoiatra voglia rimuoverla
Viti di ritenzione	<ul style="list-style-type: none"> • Prevedibilità 	<ul style="list-style-type: none"> • Maggiore difficoltà tecnica • Preparazioni meno conservativa dei pilastri per l'aggiunta del volume della vite • Possibile danneggiamento della vite

TAB. 2 Vantaggi e svantaggi dell'utilizzo del cemento provvisorio o delle viti di ritenzione.

una lacuna edentula. Al momento di pianificare il trattamento protesico fisso sarà essenziale valutare la possibilità di parallelizzare i pilastri per ottenere un corretto asse d'inserzione della protesi. Se non è possibile eseguire una parallelizzazione degli elementi dentari con il trattamento ortodontico, la soluzione classicamente adottata è di riottenere il parallelismo durante la fase di preparazione dell'elemento dentario. A volte però l'inclinazione di questi è tale da non permettere questa soluzione che presupporrebbe un'eccessiva perdita di tessuto dentale (fig. 12). Si avranno, quindi, monconi non paralleli. Una soluzione possibile, oltre alla segmentazione della protesi attraverso l'utilizzo di attacchi di precisione, è quella dell'utilizzo della protesi telescopica. Il parallelismo infatti verrà ottenuto grazie alla realizzazione di una cappetta primaria sopra il moncone dentale, che permetterà un asse d'inserzione corretto alla protesi secondaria (figg. 13, 14).

- › **Elementi pilastro con differente mobilità.** Nel caso in cui la riabilitazione protesica interessi un numero elevato di elementi, può succedere che alcuni di essi abbiano un grado di mobilità maggiore di altri. Se si programma una riabilitazione fissa tradizionale sarà molto difficile ottenere un corretto adattamento marginale di questi elementi. Progettando una protesi fissa telescopica, questo problema verrà evitato, attraverso la cementazione delle singole cappette primarie, e al massimo si avrà una leggera discrepanza tra matrice-patrice a livello dei pilastri più mobili, situazione che non presupporrà un fallimento del restauro protesico. Per quel che riguarda la situazione dei pilastri misti (dentali-implantari) non vi sono ancora certezze in letteratura, sulla possibilità di connessione ed eventualmente su quale metodica sia la migliore.
- › **Necessità di successivo collegamento della protesi.** In alcune situazioni cliniche restauri protesici posteriori possono essere d'ostacolo alla realizzazione di protesi anteriori probabili ma momentaneamente non certe. In questi casi la realizzazione di una protesi telescopica sull'ancoraggio più mesia-

le, permetterà in un futuro prossimo di inglobare anche questo pilastro nel probabile restauro protesico anteriore senza che la protesi posteriore debba essere rifatta come nel caso di una fissa tradizionale.

22.5 Protesi telescopica facoltativamente rimovibile (dall'odontoiatra)

Nella protesi telescopica facoltativamente rimovibile, la cappetta primaria (cementata definitivamente all'elemento dentario) e la protesi secondaria sono unite con una metodica non definitiva attraverso viti di ritenzione o l'utilizzo di un cemento provvisorio. Nella tabella 2 sono descritti i vantaggi e svantaggi di queste due soluzioni.

Le indicazioni della protesi telescopica facoltativamente rimovibile sono sostanzialmente quelle della telescopica fissa. Si decide per l'opzione facoltativamente rimovibile quando è molto probabile la necessità di reintervento, cioè in quelle situazioni cliniche in cui sia necessario avere, senza causare il fallimento della protesi definitiva, la possibilità di:

- › libero accesso al parodonto marginale nel caso di un reintervento parodontale;
- › reintervento conservativo o edodontico sui pilastri;
- › estrazione di elementi dentali.

Bibliografia

- › Behr M, Hofmann E, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Technical failure rates of double crown-retained removable partial dentures. *Clin Oral Investig.* 2000 Jun;4(2):87-90.
- › Besimo CH, Graber G, Flüher M. Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *J Oral Rehabil.* 1996 Jun;23(6):372-8.
- › Castellani D. Principio telescopico e conometria nella riabilitazione protesica. Bologna: Edizioni Martina; 1997.
- › Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent.* 2001 Apr;85(4):363-76.
- › Gross M, Laufer BZ. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies. *J Oral Rehabil.* 1997 Nov;24(11):863-70.

- GÜNGÖR MA, ARTUNÇ C, SONUGELEN M. Parameters affecting retentive force of conus crowns. *J Oral Rehabil.* 2004 Mar;31(3):271-7.
- Heasman P, McCracken G. *Harty's dental dictionary*, 3° ed. London, Churchill Livingstone: Elsevier; 2007.
- Hita-Carrillo C, Hernandez-Aliaga M, Calvo-Guirado JL. Tooth-Implant connection: A bibliographic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009 Sep 21.
- Hoffmann O, Beaumont C, Tatakis DN, Zafiropoulos GG. Telescopic crowns as attachments for implant supported restorations: a case series. *J Oral Implantol.* 2006;32(6):291-9.
- Langer A. Telescope retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1981 Jan;45(1):37-43.
- Langer A. Tooth-supported telescope restorations. *J Prosthet Dent.* 1981 May;45(5):515-20.
- Minagi S, Natsuaki N, Nishigawa G, Sato T. New telescopic crown design for removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1999 Jun;81(6):684-8.
- Polansky R, Haas M, Lorenzoni M, Wimmer G, Pertl C. The effect of three different periodontal pre-treatment procedures on the success of telescopic removable partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2003 Apr;30(4):353-63.
- Starr RW. Removable bridge-work, porcelain cap crowns. *Dent Cosmos.* 1886;28:17.
- *Vocabolario della lingua Italiana di Nicola Zingarelli.* Bologna: Zanichelli, 1996.

CAPITOLO 23

ASPETTI GIURIDICI

23.1 Disinfezione e sterilizzazione dei materiali da impronta e accessori

Le normative prevedono la disinfezione di tutto il materiale che dallo studio odontoiatrico è inviato al laboratorio odontotecnico, ma diversi studi presenti in letteratura hanno dimostrato che tale procedura non è osservata nel 70% dei casi.

Le impronte dentali sono contaminate da saliva, sangue e batteri orali e, meno frequentemente, da elementi patogeni provenienti dalle vie respiratorie, pertanto rappresentano potenziali mezzi di trasmissione di infezioni crociate a carico di pazienti, odontoiatra, personale di studio e odontotecnici.

I microorganismi sono in grado di aderire tenacemente ai materiali da impronta e il lavaggio li elimina solo in parte. Generalmente le impronte, dopo il rilievo, sono lavate in acqua fredda e inviate al laboratorio usando contenitori anche riciclati.

Vengono così disattese le elementari norme igieniche raccomandate in diverse linee guida per odontoiatri e odontotecnici.

Le raccomandazioni

- Tutte le impronte, subito dopo il rilievo, devono essere deterse in acqua fredda e disinfettate con biocidi attivi in presenza di sostanze organiche, prima di essere inviate al laboratorio. A procedimento simile devono essere sottoposti i manufatti protesici e/o ortodontici dopo la valutazione sul paziente.
- I biocidi devono essere compatibili con il materiale da impronta per evitarne l'alterazione.
- Si possono usare spray o soluzioni disinfettanti diluite, in relazione al materiale usato.
- Le impronte e gli accessori devono essere trasferiti al laboratorio e viceversa in contenitori monouso.
- Gli operatori che li ricevono devono maneggiarle usando occhiali, guanti e mascherine.

- Qualora il materiale, già disinfettato adeguatamente a livello ambulatoriale e trasferito al laboratorio odontotecnico, ritorni all'ambulatorio odontoiatrico il procedimento va ripetuto all'arrivo.

Per la scelta del procedimento ottimale di disinfezione è importante la comunicazione tra ambulatorio e laboratorio odontotecnico. I produttori dei materiali da impronta e di quelli che vengono utilizzati per gli apparecchi ortodontici o per le protesi, dovrebbero indicare la loro compatibilità con i detergenti e i biocidi più frequentemente usati e le procedure di disinfezione. Sulle etichette dei prodotti usati per la disinfezione dovrebbero essere riportati i nomi e la concentrazione dei principi attivi, la formula chimica, gli eventuali altri elementi e/o eccipienti, le modalità d'uso e i possibili effetti collaterali; dovrebbero essere riportate anche le precauzioni che il personale deve adottare per il loro utilizzo (mascherine, guanti, occhiali) per evitare effetti indesiderati (irritazioni, fenomeni allergizzanti ecc.). Mancano inoltre, spesso, indicazioni in merito alla concentrazione efficace e al tempo di esposizione utile.

Dei biocidi usati è opportuno valutare l'efficacia, la tollerabilità e la compatibilità con le caratteristiche merceologiche del manufatto o dell'impronta da sottomettere al trattamento.

Ad esempio immergere le impronte in alginato in una soluzione di perborato di sodio (Sekusept N) provoca alterazioni tali da renderne impossibile l'utilizzo.

Negli ultimi anni, nei laboratori odontotecnici, si va diffondendo l'uso di autoclavi per la sterilizzazione dello strumentario tecnico e dei manufatti in prova ed entrano nella pratica procedimenti con apparecchiature a camera chiusa che prevedono sterilizzazione chimica con glutaraldeide al 2%.

Alcuni autori riferiscono che esperti odontotecnici avanzano dubbi sull'efficacia dei liquidi disinfettanti poiché non raggiungerebbero le microcavità presenti all'interno delle impronte. Gli stessi consigliano quindi l'utilizzo di un "fango" costituito da disinfettanti efficaci e compatibili con un tensioattivo e con il gesso, da spennellare sulle impronte mantenendolo in situ per un tempo di almeno 7-10 minuti, prima di passare alla lavorazione. Tutto ciò per la tutela della salute dell'odontoiatra, dell'odontotecnico, dei collaboratori e del paziente. Sebbene non esista un protocollo unico raccomandato, la disinfezione consigliata avviene attraverso le seguenti linee guida.

MATERIALE	DISINFETTANTE
Alginati e idrocolloidi reversibili	Composti del Cloro (sodio ipoclorito NaCl 0,5%-5000 ppm) Glutaraldeide 2%
Siliconi e polisolfuri	Composti del Cloro (sodio ipoclorito NaCl 0,5%-5000 ppm) Glutaraldeide 2% Iodofori
Polieteri	Composti del cloro 0,5-1 % (sodio ipoclorito, NaCl)

Per quanto riguarda i cucchiai da impronta, quelli metallici o in plastica termoresistenti, dopo preliminarmente decontaminazione con detergenti polifenolici, vengono immersi in soluzioni disincrostanti di acido acetico o di altro acido debole, quindi vengono sottoposti a lavaggio in acqua corrente e sterilizzazione in autoclave. I cucchiai in plastica non termoresistenti dovrebbero essere considerati monouso.

23.2 Il rischio infettivo nel laboratorio di protesi

Il controllo delle infezioni è una parte importante nella pratica clinica per tutti i professionisti dell'ambito sanitario e rimane uno degli interventi più perseguibili da un punto di vista del rapporto costo/beneficio.

La diffusione di infezioni crociate in ambito odontoiatrico è un rischio ampiamente riportato in letteratura, soprattutto negli ultimi 20 anni, tanto da avere suscitato l'interesse pubblico e degli organi di governo verso la definizione di misure protettive idonee a contrastarle.

Il personale dell'area odontoiatrica (odontoiatri, igienisti, assistenti alla poltrona e tecnici di laboratorio) è esposto per motivi occupazionali alle infezioni o attraverso le sostanze corporee o attraverso materiali infetti. Occorre quindi mettere in atto strumenti di difesa indispensabili nella pratica clinica odontoiatrica e nel laboratorio odontotecnico quali l'antisepsi, la disinfezione e la sterilizzazione fisica e chimica.

Il tecnico di laboratorio non è esposto al rischio dal contatto diretto con il paziente, ma indirettamente, a causa dell'eventuale presenza di germi che si depositano e si moltiplicano sul materiale da impronta, sul manufatto protesico e/o ortodontico e sulla cera di registrazione oclusale.

Molti sono i microrganismi patogeni per l'uomo. L'elenco degli agenti biologici è riportato nell'**art. 268 del decreto legge 81** del 2008 e descrive *153 Batteri*, *126 Virus* e *30 Funghi*.

Viene inoltre fornita una classificazione in 4 gruppi a seconda del rischio di infezione.

- Agente biologico del **gruppo 1**: un agente che presenta poche probabilità di causare malattie in soggetti umani.
- Agente biologico del **gruppo 2**: un agente che può causare malattie in soggetti umani e costituire un rischio per i lavoratori; è poco probabile che si propaghi nella comunità; sono di norma disponibili efficaci misure profilattiche o terapeutiche.
- Agente biologico del **gruppo 3**: un agente che può causare malattie gravi in soggetti umani e costituisce un serio rischio per i lavoratori; l'agente biologico può propagarsi nella comunità, ma di norma sono disponibili efficaci misure profilattiche o terapeutiche.
- Agente biologico del **gruppo 4**: un agente biologico che può provocare malattie gravi in soggetti umani e costituisce un serio rischio per i lavoratori e può

presentare un elevato rischio di propagazione nella comunità; non sono disponibili, di norma, efficaci misure profilattiche o terapeutiche.

Gli agenti patogeni più frequentemente coinvolti nell'attività odontoiatrica ed odontotecnica sono il Cytomegalovirus, l'herpes simplex virus, il Virus dell'epatite B, dell'epatite C, l'HIV, il Mycoplasma Pneumoniae, il Mycobacterium Tuberculosis, staphylococchi, streptococchi ed altri virus e batteri che colonizzano e infettano la cavità orale e il tratto respiratorio. Le vie di contagio possono essere per contatto (ferite cutanee, abrasioni delle mani) o per inalazione. Bisogna ricordare che il Virus dell'epatite B può sopravvivere per qualche giorno anche nel sangue secco, quindi fondamentale è la corretta detersione e disinfezione di tutte le superfici e gli ambienti di lavoro.

23.2.1 Valutazione del rischio (Art. 271 D.L.vo 81)

1. Il datore di lavoro, nella valutazione del rischio tiene conto di tutte le informazioni disponibili relative alle caratteristiche dell'agente biologico e delle modalità lavorative, ed in particolare:
 - a) della classificazione degli agenti biologici che presentano o possono presentare un pericolo per la salute umana, in assenza, di quella effettuata dal datore di lavoro stesso, sulla base delle conoscenze disponibili;
 - b) dell'informazione sulle malattie che possono essere contratte;
 - c) dei potenziali effetti allergici e tossici;
 - d) della conoscenza di una patologia della quale è affetto un lavoratore, che è da porre in correlazione diretta all'attività lavorativa svolta;
 - e) delle eventuali ulteriori situazioni rese note dall'autorità sanitaria competente che possono influire sul rischio;
 - f) del sinergismo dei diversi gruppi di agenti biologici utilizzati.
2. Il datore di lavoro applica i principi di buona prassi microbiologica, ed adotta, in relazione ai rischi accertati, le misure protettive e preventive, adattandole alle particolarità delle situazioni lavorative.
3. Il datore di lavoro effettua nuovamente la valutazione del rischio in occasione di modifiche dell'attività lavorativa significative ai fini della sicurezza e della salute sul lavoro e, in ogni caso, trascorsi tre anni dall'ultima valutazione effettuata.
4. Nelle attività che, pur non comportando la deliberata intenzione di operare con agenti biologici, possono implicare il rischio di esposizioni dei lavoratori agli stessi, il datore di lavoro può prescindere dall'applicazione delle disposizioni di cui agli articoli 273, 274, qualora i risultati della valutazione dimostrano che l'attuazione di tali misure non è necessaria.
5. Il documento di cui all'articolo 17 è integrato dai seguenti dati:

- a) le fasi del procedimento lavorativo che comportano il rischio di esposizione ad agenti biologici;
 - b) il numero dei lavoratori addetti alle fasi relative;
 - c) le generalità del responsabile del servizio di prevenzione e protezione dai rischi;
 - d) i metodi e le procedure lavorative adottate, nonché le misure preventive e protettive applicate;
 - e) il programma di emergenza per la protezione dei lavoratori contro i rischi di esposizione ad un agente biologico del gruppo 3 o del gruppo 4, nel caso di un difetto nel contenimento fisico.
6. Il rappresentante per la sicurezza è consultato prima dell'effettuazione della valutazione ed ha accesso anche ai dati.

23.2.2 Obblighi del datore di lavoro

Informazioni e formazione (Art. 278 D.L.vo 81)

1. Nelle attività per le quali la valutazione di cui all'articolo 271 evidenzia rischi per la salute dei lavoratori, il datore di lavoro fornisce ai lavoratori, sulla base delle conoscenze disponibili, informazioni ed istruzioni, in particolare per quanto riguarda:
 - a) i rischi per la salute dovuti agli agenti biologici utilizzati;
 - b) le precauzioni da prendere per evitare l'esposizione;
 - c) le misure igieniche da osservare;
 - d) la funzione degli indumenti di lavoro e protettivi e dei dispositivi di protezione individuale ed il loro corretto impiego;
 - e) le procedure da seguire per la manipolazione di agenti biologici del gruppo 4;
 - f) il modo di prevenire il verificarsi di infortuni e le misure da adottare per ridurre al minimo le conseguenze.
2. Il datore di lavoro assicura ai lavoratori una formazione adeguata.
3. L'informazione e la formazione sono fornite prima che i lavoratori siano adibiti alle attività in questione, e ripetute, con frequenza almeno quinquennale, e comunque ogni qualvolta si verificano nelle lavorazioni cambiamenti che influiscono sulla natura e sul grado dei rischi.
4. Nel luogo di lavoro sono apposti in posizione ben visibile dei cartelli su cui sono riportate le procedure da seguire in caso di infortunio od incidente.

Prevenzione e controllo (Art. 279 D.L.vo 81)

1. I lavoratori addetti alle attività per le quali la valutazione dei rischi ha evidenziato un rischio per la salute sono sottoposti alla sorveglianza sanitaria.
2. Il datore di lavoro, su conforme parere del medico competente, adotta misure protettive particolari per quei lavoratori per i quali, anche per motivi sanitari individuali, si richiedono misure speciali di protezione, fra le quali:
 - a) la messa a disposizione di vaccini efficaci per quei

- lavoratori che non sono già immuni all'agente biologico presente nella lavorazione, da somministrare a cura del medico competente;
 - b) l'allontanamento temporaneo del lavoratore secondo le procedure dell'articolo 42.
3. Ove gli accertamenti sanitari abbiano evidenziato, nei lavoratori esposti in modo analogo ad uno stesso agente, l'esistenza di anomalia imputabile a tale esposizione, il medico competente ne informa il datore di lavoro.
 4. A seguito dell'informazione di cui al comma 3 il datore di lavoro effettua una nuova valutazione del rischio in conformità all'articolo 271.
 5. Il medico competente fornisce ai lavoratori adeguate informazioni sul controllo sanitario cui sono sottoposti e sulla necessità di sottoporsi ad accertamenti sanitari anche dopo la cessazione dell'attività che comporta rischio di esposizione a particolari agenti biologici nonché sui vantaggi ed inconvenienti della vaccinazione e della non vaccinazione.

Registri degli esposti e degli eventi accidentali (Art. 280 D.L.vo 81)

1. I lavoratori addetti ad attività comportanti uso di agenti del gruppo 3 ovvero 4 sono iscritti in un registro in cui sono riportati, per ciascuno di essi, l'attività svolta, l'agente utilizzato e gli eventuali casi di esposizione individuale.
2. Il datore di lavoro istituisce ed aggiorna il registro e ne cura la tenuta tramite il medico competente.
3. Il datore di lavoro:
 - a) consegna copia del registro all'Istituto Superiore di Sanità, all'Istituto Superiore per la Prevenzione e Sicurezza sul Lavoro (ISPESL) e all'organo di vigilanza competente per territorio, comunicando ad essi, ogni tre anni e comunque ogni qualvolta questi ne fanno richiesta, le variazioni intervenute;
 - b) comunica all'Istituto superiore per la prevenzione e sicurezza sul lavoro e all'organo di vigilanza competente per territorio la cessazione del rapporto di lavoro, fornendo al contempo l'aggiornamento dei dati che li riguardano e consegna al medesimo Istituto le relative cartelle sanitarie e di rischio;
 - c) in caso di cessazione di attività dell'azienda, consegna all'Istituto Superiore di Sanità e all'organo di vigilanza competente per territorio copia del registro all'Istituto Superiore per la prevenzione e sicurezza sul lavoro copia del medesimo registro nonché le cartelle sanitarie e di rischio;
 - d) in caso di assunzione di lavoratori che hanno esercitato attività che comportano rischio di esposizione allo stesso agente richiede all'ISPESL copia delle annotazioni individuali contenute nel registro, nonché copia della cartella sanitaria e di rischio;
 - e) tramite il medico competente comunica ai lavoratori interessati le relative annotazioni individuali contenute nel registro e nella cartella sanitaria e di

rischio, ed al rappresentante per la sicurezza i dati collettivi anonimi contenuti nel registro.

4. Le annotazioni individuali contenute nel registro e le cartelle sanitarie e di rischio sono conservate dal datore di lavoro fino a risoluzione del rapporto di lavoro e dall'ISPESL fino a dieci anni dalla cessazione di ogni attività che espone ad agenti biologici. Nel caso di agenti per i quali è noto che possono provocare infezioni consistenti o latenti o che danno luogo a malattie con recrudescenza periodica per lungo tempo o che possono avere gravi sequele a lungo termine tale periodo è di quaranta anni.
5. La documentazione di cui ai precedenti commi è custodita e trasmessa con salvaguardia del segreto professionale.
6. I modelli e le modalità di tenuta del registro e delle cartelle sanitarie e di rischio sono determinati con decreto del Ministro della salute e del lavoro e della previdenza sociale sentita la Commissione consultiva permanente.
7. L'ISPESL trasmette annualmente al Ministero della salute dati di sintesi relativi alle risultanze del registro.

23.3 Direttiva 93/42/CEE: dispositivi dentali su misura

23.3.1 Adempimenti del settore odontoiatrico ed odontotecnico

La Direttiva 93/42/CEE concernente i dispositivi medici, recepita dall'Italia con il D.L.vo 24 febbraio 1997, n.46, (Gazzetta Ufficiale - serie generale n. 54 del 6 marzo 1997) stabilisce che a partire dal 15 giugno 1998 *i fabbricanti di dispositivi medici possono immettere in commercio solo prodotti recanti la marcatura CE*.

I dispositivi medici su misura, quelli cioè fabbricati appositamente sulla base di una prescrizione medica e destinati ad essere utilizzati solo per un determinato paziente, **non devono essere marcati CE**; i fabbricanti di detti dispositivi sono obbligati, comunque, a redigere la dichiarazione prevista dall'allegato VIII del D.L.vo 24 febbraio 1997 n. 46, correntemente denominata dichiarazione di conformità del fabbricante alla direttiva 93/42 CEE.

Sia la dichiarazione di conformità del fabbricante alla direttiva 93/42/CEE (dei dispositivi su misura e non) sia la marcatura CE rappresentano l'evidenza oggettiva che sono stati rispettati i Requisiti Essenziali previsti dal D.L.vo 24 febbraio 1997 n.46 e che, quindi, il dispositivo medico è stato fabbricato rispettando i criteri essenziali di sicurezza per il paziente, l'utilizzatore finale ed eventualmente terzi.

Il medico dentista - odontoiatra deve formalizzare, in una prescrizione scritta, le caratteristiche del dispositivo su misura richiesto per un determinato paziente, specificandone le caratteristiche di progettazione che consentiranno la costruzione del dispositivo stesso.

L'odontotecnico, in qualità di fabbricante, deve dare garanzia che il dispositivo su misura sia fabbricato in modo da non compromettere la sicurezza del paziente, dell'utilizzatore finale ed eventualmente di terzi e, in maniera più specifica, deve dimostrare di attenersi a quanto previsto dall'Allegato I del D.L.vo 24 febbraio 1997 n. 46, riguardante i requisiti essenziali dei dispositivi medici.

L'odontotecnico deve fra l'altro:

- › definire e documentare le proprie procedure di lavorazione;
- › analizzare i rischi ascrivibili all'uso del dispositivo su misura fabbricato, con particolare riferimento alla compatibilità dei materiali utilizzati;
- › dotare il dispositivo fabbricato di etichetta e di foglio illustrativo contenente le istruzioni per l'uso in cui sono indicate le informazioni che consentono un utilizzo sicuro del dispositivo, compresi gli eventuali rischi residui di livello accettabile che non è stato in grado di rimuovere.

I fabbricanti devono redigere, per ciascun dispositivo, la dichiarazione di conformità alla direttiva 93/42/CEE prevista dall'Allegato VIII del D.L.vo 24 febbraio 1997 n. 46.

L'originale della dichiarazione di conformità deve essere tenuto a disposizione del Ministero della Sanità, Autorità Competente ai sensi del D.L. 46/97.

Al medico prescrittore devono essere consegnate due copie della dichiarazione.

La prima copia (testo integrale della dichiarazione) deve essere conservata dal medico agli atti del proprio studio; la seconda copia (priva dei dati anagrafici, salvo il numero di iscrizione, e della firma del fabbricante) deve essere consegnata al paziente; predisporre il fascicolo tecnico, richiesto dall'Allegato VIII del D.L.vo 24 febbraio 1997, n. 46, che comprende tutte le informazioni relative al dispositivo, tra cui:

- › la descrizione del dispositivo;
- › il procedimento di fabbricazione adottato;
- › i controlli su ogni fase produttiva e sul prodotto finito;
- › la rintracciabilità delle materie prime utilizzate e loro caratteristiche di idoneità;
- › la descrizione delle apparecchiature impiegate e loro modalità di gestione;
- › la descrizione delle modalità di confezionamento.

Necessario conservare in un archivio, per almeno cinque anni, la prescrizione del medico, la dichiarazione di conformità del fabbricante alla direttiva 93/42/CEE, l'etichetta, il foglietto delle istruzioni per l'uso ed il fascicolo tecnico.

Per quanto riguarda gli ulteriori adempimenti a cui è tenuto il fabbricante di dispositivi su misura si ricorda che lo stesso, ai sensi degli articoli 11, comma 6 e 7, e 13, comma 1 e 2, del decreto legislativo 46/1997, deve iscriversi e registrarsi presso il Ministero della Sanità. Premesso che fino al 14 giugno era prevista la possibilità di iscrizione in deroga (cioè senza l'adeguamento a quanto previsto dal decreto legislativo 46/97), a

partire dal 15 giugno 1998 il Ministero della Sanità ha iniziato ad assegnare i numeri di registrazione, quali fabbricanti di dispositivi medici, a coloro che hanno inviato la dichiarazione di operare in conformità unitamente alle schede di rilevazione dei dati debitamente compilate.

Ai fini della registrazione è necessario inviare, in un'unica spedizione, la seguente documentazione:

- › dichiarazione di operare in conformità (DICODO);
- › scheda di rilevazione dei dati relativi al fabbricante (FSM);
- › scheda di rilevazione dei dispositivi medici su misura, una per ogni tipologia di prodotto (DMSM -).

Per quanto riguarda gli aggiornamenti da effettuare ogni sei mesi, ai sensi dell'articolo 11, comma 6 dello stesso decreto legislativo 46/97, si precisa che è necessario inviare al Ministero della Sanità una dichiarazione solo nel caso di variazione.

Per variazione si intende, in particolare, qualsiasi modifica sostanziale relativa alle tipologie di dispositivi prodotti e già comunicati al Ministero della sanità; ciò consentirà di mantenere aggiornata la banca dati dei fabbricanti e dei dispositivi.

Purtroppo il decreto del 1997 non prevede l'obbligo, in capo all'odontoiatra, di consegnare la dichiarazione di conformità rilasciata dall'odontotecnico al proprio paziente; con il risultato che quest'ultimo esce dallo studio del dentista privo di alcuni suoi diritti, ovvero:

- › sapere chi sia il soggetto (specialista o impresa) che ha fabbricato il prodotto che il dentista gli ha installato in bocca;
- › avere la garanzia che il prodotto sia stato fabbricato da un soggetto (specialista o impresa) che abbia applicato le norme in vigore in Italia sui dispositivi medici;
- › avere la garanzia che il prodotto sia stato realizzato controllando ogni fase del ciclo di produzione in modo da eliminare i rischi connessi all'utilizzo di materiali e/o tecnologie nocive alla tutela della salute. Tale lacuna potrebbe però essere sanata con il recepimento di un'altra direttiva europea (47/2007/CEE) che modifica quella originaria del 1993 cercando di introdurre anche nel nostro ordinamento una disposizione normativa a tutela del paziente che gli dia il diritto di ricevere sempre la documentazione a garanzia della qualità e sicurezza del prodotto, con le informazioni sulle sue caratteristiche e corredata di tutti i dati del fabbricante che lo ha realizzato.

23.3.2 Definizioni

23.3.2.1 Definizioni desumibili dalla Direttiva 93/42 CEE

Fabbricante

La persona responsabile della progettazione, della fabbricazione, dell'imballaggio e dell'etichettatura di un dispositivo in vista dell'immissione in commercio a

proprio nome, anche se tali operazioni sono eseguite da un terzo per suo conto.

Dispositivo medico

qualsiasi prodotto, utilizzato da solo o in combinazione e destinato dal fabbricante ad essere impiegato nell'uomo a scopo di diagnosi, prevenzione, terapia, attenuazione o compensazione di un handicap, studio, sostituzione o modifica dell'anatomia.

Dispositivo su misura di tipo odontoiatrico

Qualsiasi dispositivo fabbricato appositamente sulla base della prescrizione scritta del dentista, ed indicante sotto la responsabilità del medesimo, le caratteristiche di progettazione e destinato ad essere utilizzato solo per un determinato paziente (tipologie: protesi dentale fissa, protesi dentale mobile, protesi dentale combinata, protesi dentale scheletrica, protesi dentale ortodontica protesi dentale provvisoria).

Prescrizione scritta

Documento redatto dal dentista, con cui si richiede la fabbricazione di un dispositivo Odontoiatrico, indicante sotto la responsabilità del medesimo, le caratteristiche generali di progettazione di un dispositivo su misura, e tutte le informazioni necessarie perché il fabbricante possa lavorare in conformità ai requisiti essenziali di cui all'All.1.

Circolare Ministero della Salute - luglio 1998 - ALLEGATO 1

MITTENTE		DESTINATARIO	
MEDICO Partita Iva / C.F.		LABORATORIO partita Iva / C.F.	
n. iscrizione albo odontoiatri e/o medici		n. registrazione Ministero Sanità	
provincia in cui si è iscritti			
STUDIO Ragione sociale VIA CITTA' Telefono		Ragione sociale VIA CITTA' Telefono	
PRESCRIZIONE NUMERO		DATA	
SI RICHIEDE PER IL PAZIENTE			
COGNOME E NOME OVVERO CODICE FISCALE			
SESSO M F		ETA'	BRUXISTA
ALTRI DISPOSITIVI PRESENTI E LORO MATERIALI COSTITUTIVI			
PARTICOLARI PRECAUZIONI DA ADOTTARE NELLA FABBRICAZIONE			
LA REALIZZAZIONE DEL DISPOSITIVO MEDICO SU MISURA			
18 17 16 15 14 13 12 11 21 22 23 24 25 26 27 28			FORMA DEL VISO
48 47 46 45 44 43 42 41 31 32 33 34 35 36 37 38			
COLORE		CAMPIONARIO	
TIPO DI LEGA DA UTILIZZARE		ORO	PALLADIATA Cr.Co altro
MATERIALI ALLEGATI			
FOTO	DIAPOSITIVE	CERATURA DIAGNOSTICA	MODELLI STUDIO SUP INF
IMPRONTE	RILEVATE IN	DISINFETTATE CON	
REGISTRAZIONI OCCLUSALI			
CERE	SILICONI	RESINE	GESSO
ARCO FACCIALE		REGISTRAZIONE PANTOGRAFICA	
1° PROVA PER	FIRMA DEL MEDICO PRESCRITTORE		
2° PROVA PER			
3° PROVA PER			

FIG. 1 Allegato 1 Direttiva 93/42 CEE.

Circolare Ministero della Salute – luglio 1998 - ALLEGATO 2 [pag. 54]

MITTENTE		DESTINATARIO	
MEDICO Partita Iva / C.F.		LABORATORIO partita Iva / C.F.	
n. iscrizione albo odontoiatri e/o medici provincia in cui si è iscritti		n. registrazione Ministero Sanità	
STUDIO Ragione sociale VIA CITTA' Telefono		Ragione sociale VIA CITTA' Telefono	
PRESCRIZIONE NUMERO		DATA	
SI RICHIEDE PER IL PAZIENTE			
COGNOME E NOME OVVERO CODICE FISCALE			
SESSO	M	F	ETA'
			BRUXISTA
ALTRI DISPOSITIVI PRESENTI E LORO MATERIALI COSTITUTIVI			
PARTICOLARI PRECAUZIONI DA ADOTTARE NELLA FABBRICAZIONE			
LA REALIZZAZIONE DEL DISPOSITIVO MEDICO SU MISURA IDENTIFICATO CON IL NOME DI			
CON INSERITO I SEGUENTI DISPOSITIVI			
MOLLE	ARCHI	VITI	GANCI
Altro			
ORTODONZIA MOBILE			
PIANO	MASTICANTE	LISCIO	altro
CONSTRUZIONE	COME CERA	CON ARCO FACCIALE	altro
ORTODONZIA FISSA			
BANDE DA NOI FORNITE		su	
BANDE DA VOI ADATTATE		su	
ATTACCHI DA PUNTARE	TIPO	VES	PAL
		su	
ATTACCHI DIRETTI	TIPO	VES	PAL
		su	
ATTACCHI INDIRETTI	TIPO	VES	PAL
		su	
BOTTONI - CLEATS	TIPO	VES	PAL
		su	
ORTODONZIA POSIZIONATORE			
MATERIALI	CAUCCIU'	VINILICO	SILICONE
		altro	
AUSILIARI	GANCI	GUIDE	altro
MATERIALI ALLEGATI			
MODELLI	SUP	INF	RIF. CEPALOM.
		CERA	
		altro	
BANDE	ATTACCHI	ARCO FACCIALE	CERA COSTRUZIONE
IMPRONTE	SUP	INF	DISINFETTATE CON
CONSEGNA PER		FIRMA DEL MEDICO PRESCRITTORE	

FIG. 2 Allegato 2 Direttiva 93/42 CEE.

Circolare Ministero della Salute – luglio 1998 - ALLEGATO 4

INFORMAZIONI GENERALI

- IL DISPOSITIVO MEDICO E' STATO PROGETTATO, SVILUPPATO, PRODOTTO E RIFINITO PER ASSICURARE LA MASSIMA SICUREZZA IN FUNZIONE DELLE CARATTERISTICHE SPECIFICHE DEL CASO IN OGGETTO E COMPATIBILMENTE CON LO SVILUPPO TECNOLOGICO ATTUALE. CIO' NONOSTANTE E' FONDAMENTALE CONOSCERE E SEGUIRE ALCUNE REGOLE BASILARI PER OTTENERE IL MASSIMO DELLE PRESTAZIONI PREVISTE.
- IL DISPOSITIVO MEDICO SU MISURA OGGETTO DI QUESTA NOTA INFORMATIVA E' STATO PROGETTATO TECNICAMENTE E REALIZZATO NEL RISPETTO DELLO SPECIFICO PROTOCOLLO OPERATIVO ELABORATO DALL'.....
- IL DISPOSITIVO MEDICO SU MISURA OGGETTO DI QUESTA NOTA INFORMATIVA E' STATO REALIZZATO CON L'IMPIEGO DI MATERIALI CHE PRESENTANO CARATTERISTICHE DI IDONEITA' ASSOLUTA (GARANTITA DALLA MARCATURA CE) E SONO STATI SCELTI SULLA BASE DELLA RISPONDEZZA A SPECIFICHE NORMATIVE TECNICHE.

PER LA PRECISIONE SONO STATE IMPIEGATE:

- LEGA NOBILE PER METALLO-CERAMICA CONTENENTE
- LEGA NON NOBILE PER METALLO CERAMICA CONTENENTE
- RESINA TRADIZIONALE (TERMOPOLIMERIZZANTE IN ACQUA A 60 GRADI E 2 ATM)
- RESINA COMPOSITA FOTOPOLIMERIZZABILE
- POLICARBONATI
- CERAMICA

- LA RESPONSABILITA' DEL FABBRICANTE E' RELATIVA SOLO ALLA SCELTA DI NATURA PROGETTUALE TECNICA, ALLA SCELTA DEI MATERIALI, ALLE SCELTE RELATIVE AI METODI E MODI DI COSTRUZIONE E ALL'IMBALLAGGIO.

AVVERTENZE

- QUALORA SI RISCONTRI UN'USURA ECCESSIVA DEI MATERIALI, RIVOLGERSI AL PROPRIO CURANTE
- E' NECESSARIO MANTENERE UN BUON LIVELLO DI IGIENE ORALE PER GARANTIRE UN USO SICURO DEL DISPOSITIVO MEDICO.
- SE IL DISPOSITIVO MEDICO E' REALIZZATO IN RESINA POTREBBERO VERIFICARSI DECOLORAZIONI: CIO' NON ALTERA LE SUE PRESTAZIONI

PRECAUZIONI

- NON CAPOVOLGERE LA CONFEZIONE
- NON SBATTERE L'INVOLUCRO
- NON ESPORRE AL SOLE O A FONTI DI CALORE

ISTRUZIONI PER L'USO

- ESEGUIRE SCRUPOLOSAMENTE I CONTROLLI PERIODICI COSI' COME PREVISTO DAL CURANTE
- ESEGUIRE CON REGOLARITA' LE OPERAZIONI DI MANUTENZIONE PREVISTE
- ESEGUIRE CORRETTAMENTE LE EVENTUALI OPERAZIONI DI APPLICAZIONE E RIMOZIONE DEL DISPOSITIVO
- UTILIZZARE PER LA PULIZIA SOLO I PRODOTTI CONSIGLIATI

FIG. 4 Allegato 4 Direttiva 93/42 CEE.

Circolare Ministero della Salute – luglio 1998 - ALLEGATO 3 - [pag.55]

ETICHETTA

LA CONFEZIONE CONTIENE UN
DISPOSITIVO MEDICO SU MISURA
AD USO ODONTOIATRICO

dati identificativi del dispositivo contenuto
(ES. PROTESI ...)

FABBRICATO DA

LABORATORIO
indirizzo
cap e città
telefono

N. ISCRIZIONE REGISTRO MINISTERO SANITA'

CODICE LAVORO

DATA DI CONSEGNA

TERMINI PER L'UTILIZZAZIONE : 30 GIORNI
(dalla data di consegna)

CONDIZIONI SPECIFICHE DI CONSERVAZIONE E/O MANIPOLAZIONE

- ✓ CONSERVARE IN LUOGO ASCIUTTO
- ✓ CONSERVARE AL RIPARO DA FONTI DI CALORE
- ✓ MANEGGIARE CON CURA
- ✓ NON STERILIZZARE A CALDO

FOGLIO ILLUSTRATIVO ALLEGATO

FIG. 3 Allegato 3 Direttiva 93/42 CEE.

Circolare Ministero della Salute – luglio 1998 - ALLEGATO 6

DICHIARAZIONE DI CONFORMITA' DEL FABBRICANTE ALLA DIRETTIVA 93/42/CEE

Dichiarazione numero

IL FABBRICANTE

LABORATORIO
indirizzo
cap e città
telefono

N. ISCRIZIONE REGISTRO MINISTERO SANITA'.....

DICHIARA SOTTO LA PROPRIA ESCLUSIVA RESPONSABILITA'
CHE IL DISPOSITIVO MEDICO I CUI DATI DI IDENTIFICAZIONE SONO

Descrizione del dispositivo

E' STATO FABBRICATO PER IL PAZIENTE

COGNOME E NOME OVVERO CODICE FISCALE

ED E' PERTANTO DESTINATO ESCLUSIVAMENTE A QUEST'ULTIMO.

SI DICHIARA INOLTRE CHE IL DISPOSITIVO FORNITO CORRISPONDE ALLE SPECIFICHE ESPRESSE NELLA PRESCRIZIONE DEL MEDICO/ODONTOIATRA

COGNOME E NOME DEL MEDICO

STUDIO RICHIEDENTE
indirizzo
cap e città
telefono

IL DISPOSITIVO SU MISURA OGGETTO DI QUESTA DICHIARAZIONE E' CONFORME AI REQUISITI ESSENZIALI ENUNCIATI ALL'ALLEGATO I E AI DISPOSTI DELL'ALLEGATO VIII DELLA DIRETTIVA 93/42/CEE.

(Specificare eventuali rischi non eliminabili e le relative motivazioni)

L'UOGO E DATA FIRMA DEL FABBRICANTE
(titolare o legale rappresentante)

N.B. La copia per il paziente non deve essere firmata e non deve contenere i dati anagrafici del fabbricante ma solo il numero di iscrizione al Ministero della sanità.

FIG. 5 Allegato 6 Direttiva 93/42 CEE.

Circolare Ministero della Salute – luglio 1998 - ALLEGATO 6 bis
(ATTESTAZIONE RILASCIATA DALL'ODONTOIATRA ALL'ASSISTITO)

Io sottoscritto dott.....

ATTESTO

che la protesi del Signor
come da dichiarazione di conformità n..... del Laboratorio odontotecnico registrato presso
il Ministero della Sanità con il numero..... è stata fabbricata dal predetto Laboratorio
nel rispetto dei requisiti essenziali di sicurezza e qualità di cui agli allegati I ed VIII della Direttiva
93/42/CEE utilizzando i seguenti materiali:
.....
.....

La suddetta dichiarazione di conformità è conservata agli atti del mio studio ed è a disposizione
dell'assistito per i prossimi cinque anni.

Firma dell'odontoiatra
.....

FIG. 6 Allegato 6 bis Direttiva 93/42. CEE.

DISM

Circolare Ministero della Salute – luglio 1998 - ALLEGATO 7

Apporre sulla busta la sigla di riferimento, secondo la tabella seguente: A01

Facsimile della dichiarazione per fabbricanti di dispositivi "su misura"

Spett.le
MINISTERO DELLA SALUTE
Direzione Generale del Sistema Informativo e Statistico
e degli Investimenti Strutturali e Tecnologici
Ufficio Dispositivi medici
Piazzale dell'Industria, 20
00144 ROMA

Il sottoscritto
nato a il
nella veste di legale rappresentante dell'Azienda
.....
con sede in Via/Piazza n.....
C.A.P. Comune Prov.
C.F. o P.IVA R.I.

con la presente richiede a codesto Ministero di essere
registrato e iscritto
ai sensi dell'articolo 13 e dell'articolo 11, c. 6 e 7, del Decreto legislativo 24.2.97, n.46, e successive
integrazioni e modificazioni, per quanto concerne i dispositivi medici di cui all'art. 11 c. 6-bis del citato
decreto legislativo ("su misura"), al fine dell'inserimento nella banca dati dei produttori legittimamente
operanti in Italia in campo odontotecnico

A tal fine dichiara di essere il responsabile dell'immissione in commercio di detti dispositivi e, in
ottemperanza ai citati articoli ne allega l'elenco corredato dalle schede - relative al fabbricante ed ai dispositivi
medici "su misura" prodotti - proposte da codesto Ministero. S'impegna inoltre ad inviare al Ministero in
indirizzo esclusivamente gli eventuali aggiornamenti, con cadenza semestrale a partire dalla data odierna.

Con la presente dichiara altresì che detti dispositivi sono conformi alla Direttiva 93/42/CEE, che il
fabbricante si attiene alla procedura prevista dall'Allegato VIII della suddetta direttiva e redige, prima
dell'immissione in commercio di ciascun dispositivo, la dichiarazione prevista da tale allegato, la cui copia è
messa a disposizione dell'Autorità competente presso il fabbricante.

Data..... Firma
.....

(SEGUE ELENCO DISPOSITIVI PRODOTTI)

FIG. 7 Allegato 7 Direttiva 93/42 CEE.

Progettazione clinica

Descrizione in prescrizione delle specifiche del lavoro richiesto dal dentista (caratteristiche qualitative e quantitative del dispositivo).

Progettazione tecnica

Descrizione delle soluzioni tecniche operative ritenute idonee per eseguire le specifiche del lavoro richiesto (valutazione di fattibilità del lavoro e problematiche di rischio). È quindi il documento redatto dal fabbricante, indicante sotto la responsabilità del medesimo la progettazione tecnica esecutiva e l'avvenuta analisi dei rischi sulla base delle informazioni contenute nella prescrizione e sulla base delle indicazioni ricavate dalla lettura dei modelli ottenuti dall'impronta fornita dal dentista prescrittore.

Immissione in commercio (eseguita dal fabbricante)

La prima messa a disposizione, a titolo oneroso o gratuito, del dispositivo in vista dell'utilizzazione

Messa in servizio (a carico del dentista)

Fase in cui il dispositivo è stato reso disponibile all'utilizzatore finale in quanto pronto per la prima utilizzazione sul mercato comunitario secondo la sua destinazione d'uso.

Conformità

Soddisfazione degli obblighi previsti dalla Direttiva 93/42 CEE.

Dichiarazione del fabbricante (dichiarazione di conformità)

Dichiarazione redatta dal fabbricante dei dispositivi su misura contenente le indicazioni previste dall'Allegato VIII della Direttiva 93/42 CEE, che afferma la conformità dei prodotti ai requisiti essenziali dell'Allegato I della Direttiva 93/42 CEE.

Prestazioni previste

Comportamento bio chimico, fisico e meccanico previsto per il dispositivo in fase progettuale e di analisi dei rischi, considerato il livello tecnico scientifico riconosciuto.

Parametri di conformità

Insieme di grandezze i cui valori, misurabili e definiti, costituiscono il limite tra un esito del controllo soddisfacente o meno.

Criteri di conformità

indicatori non misurabili ma suffragati da letteratura o esperienza aziendale che determinano l'esito soddisfacente o meno del controllo.

Rimessa a nuovo

Intervento su un dispositivo già in servizio, tale da ripristinare un livello di sicurezza e prestazioni equiparabili ad un dispositivo di nuova fabbricazione. Una semplice riparazione difficilmente può essere considerata una "rimessa a nuovo".

Fascicolo tecnico

La documentazione che riporta la progettazione effettuata (prescrizione e progetto tecnico), la fabbricazione eseguita, le prestazioni previste del prodotto (analisi dei rischi) e copia dei documenti emessi col dispositivo (dichiarazione di conformità, istruzioni d'uso ed etichettatura).

È quindi l'insieme della documentazione, obbligatoria e non obbligatoria, redatta per ogni dispositivo.

23.3.2.2 Definizioni usate nel documentare e registrare le fasi di lavorazione, desumibili dalle norme della serie ISO-EN-UNI 9000 - 46000 per dispositivi medici

Procedura

Descrizione di una attività svolta in laboratorio, sia essa di natura progettuale che produttiva.

Istruzione

Descrizione dettagliata delle operazioni effettuate per eseguire una precisa attività di laboratorio.

Fasi

Suddivisione delle attività svolte in laboratorio, sulla base della struttura organizzativa e produttiva del laboratorio stesso.

Materiale

Qualsiasi sostanza di origine minerale, vegetale o di sintesi, nonché singola unità prefabbricata, che venga usata nel corso del ciclo produttivo per la realizzazione di una protesi dentale, sia essa un dispositivo medico come ceramica, lega metallica o resina, che materiali diversamente classificabile, sia essa trasformata nella lavorazione, che usata tal quale.

Attrezzatura

Qualsiasi macchina o strumento, usato nelle fasi di progettazione o produzione, la cui azione, voluta o non voluta, abbia un impatto significativo sulla qualità della protesi dentale realizzate.

Controllo

Attività di misura, esame, prova e verifica, effettuato con o senza strumenti specifici, sulle caratteristiche del prodotto in lavorazione, per accertarne il soddisfacimento dei requisiti e delle specifiche progettate ed attese in corso d'opera.

Non conformità

Non soddisfacimento dei requisiti e delle specifiche progettate ed attese.

Pericolo potenziale

Potenziale fonte di rischio per il paziente.

Rischio

Probabilità che un pericolo possa incidere sulla sicurezza e sulle condizioni di salute di un paziente con entità tale da determinare un danno.

Danno

Peggioramento delle condizioni di salute di un paziente in conseguenza di una azione svolta, occasionalmente o continuativamente, da una protesi dentale, agente secondo la destinazione prevista.

Addetto

Qualsiasi operatore agente nel contesto dell'azienda, sia esso l'odontotecnico responsabile della fabbricazione, un socio od un dipendente.

Fornitore

Fabbricante, commerciante o produttore di materiali, attrezzature, dispositivi di serie o su misura o di servizi, riconosciuto dal laboratorio odontotecnico come fornitore qualificato di beni e servizi conformi alle specifiche previste dal laboratorio odontotecnico medesimo.

23.3.3 Campo di applicazione e classificazione dei prodotti

A tutti i prodotti del laboratorio classificati come "dispositivi medici su misura" secondo la definizione contenuta in tale direttiva.

La procedura non è quindi applicabile ai prodotti che non rientrano in tale categoria:

Le tipologie di dispositivi medici su misura fabbricati dal laboratorio, sono le seguenti:

- › protesi dentale fissa;
- › protesi dentale mobile;
- › protesi dentale combinata;
- › protesi dentale scheletrica;
- › protesi dentale ortodontica;
- › protesi dentale provvisoria.

23.3.3.1 Riferimenti normativi

- › Direttiva 93/42 CEE del Consiglio del 14.06.93 concernenti i dispositivi medici
- › Nomenclatore Tariffario
- › Decreto Legislativo 46/97 del 24.02.97
- › Decreto Legislativo 95/98 del 25.02.98
- › Circolare del Ministero della Sanità del 17 luglio 1998
- › Decreto legislativo 2002/271 del 31 ottobre 2002
- › Decreto legislativo del Ministero della Salute 22 settembre 2005
- › Decreto legislativo del Ministero della Salute 10 settembre 2007
- › Circolare del Ministero del Lavoro 9 Aprile 2008
- › Circolare del Ministero del Lavoro 25 Maggio 2009

23.4 Codice della privacy

23.4.1 Decreto legislativo n.196/2003

Il decreto legislativo n.196 del 30 giugno 2003 denominato “Codice in Materia di protezione dei dati personali” entra in vigore l’1 gennaio 2004 e rappresenta il primo tentativo al mondo di comporre e riunire le varie disposizioni precedenti relative alla privacy. Il codice riunisce la legge 675/1996, i regolamenti che si sono succeduti negli anni, e riporta importanti novità concernenti la giurisprudenza del Garante e della direttiva Ue 2000/58 sulla riservatezza nelle comunicazioni elettroniche.

L’applicazione ai laboratori odontotecnici è relativa al **trattamento dei dati** e ad ogni operazione o serie di azioni effettuate anche manualmente riguardo a:

- › raccolta;
- › organizzazione;
- › conservazione;
- › elaborazione;
- › registrazione;
- › selezione;
- › modificazione;
- › raffronto;
- › utilizzo;
- › blocco;
- › interconnessione;
- › comunicazione (consultazione);
- › diffusione;
- › cancellazione;
- › distruzione.

Il mancato rispetto delle norme contenute nel testo unico fa scattare l’applicazione di sanzioni sia amministrative sia penali che prevedono anche la reclusione.

23.4.1.1 Dati e soggetti

Dati

- › **“Dato personale”**: qualunque informazione relativa a persona fisica, persona giuridica, ente od associazione, identificati o identificabili, anche indirettamente, mediante riferimento a qualsiasi altra informazione, ivi compreso un numero di identificazione personale.
- › **“Dati identificativi”**: i dati personali che permettono l’identificazione diretta dell’interessato.
- › **“Dati sensibili”**: i dati personali idonei a rivelare l’origine razziale ed etnica, le convinzioni religiose, filosofiche o di altro genere, le opinioni politiche, l’adesione a partiti, sindacati, associazioni od organizzazioni a carattere religioso, filosofico, politico o sindacale, nonché i dati personali idonei a rivelare lo stato di salute e la vita sessuale.

Soggetti

- › **“Titolare”**: la persona fisica, la persona giuridica, la pubblica amministrazione e qualsiasi altro ente, associazione od organismo cui competono, anche uni-

tamente ad altro titolare, le decisioni in ordine alle finalità, alle modalità del trattamento di dati personali e agli strumenti utilizzati, ivi compreso il profilo della sicurezza.

- › **“Responsabile”**: la persona fisica, la persona giuridica, la pubblica amministrazione e qualsiasi altro ente, associazione od organismo preposti dal titolare al trattamento di dati personali.
- › **“Incaricati”**: le persone fisiche autorizzate a compiere operazioni di trattamento dal titolare o dal responsabile.

Dati personali

- a) Il nome, il cognome, l’indirizzo, il numero di telefono, il codice fiscale, la Partita Iva, dati bancari...
- b) Informazioni circa la composizione del nucleo familiare, la professione esercitata da un determinato soggetto, sia fisico che giuridico, la sua formazione...

Dati sensibili

- c) Fotografie, radiografie, video, suoni, impronte...
- d) Informazioni relative al profilo creditizio, alla retribuzione...
- e) Informazioni relative alla salute di un soggetto, alla vita sessuale, alla partecipazione ad associazioni di categoria, a partiti, trattenute sindacali, cartelle cliniche, rilevazioni di presenze...

A) Diritto alla protezione dei dati personali

L’articolo 1 del Codice della Privacy codifica, con una definizione stringente, il diritto individuale alla protezione dei dati personali, affermando che “Chiunque ha diritto alla protezione dei dati che lo riguardano”.

Tale definizione semplifica il quadro di riferimento legato all’ambito di applicazione delle disposizioni normative, in quanto rende applicabili i principi di tutela in tutte le circostanze in cui chiunque, per qualsiasi fine, tratta dati personali di chiunque altro.

Il diritto garantito della protezione dei dati personali, obbliga i soggetti che li trattano, a garantirne la protezione

B) Definizioni

Le principali definizioni, individuate dall’articolo 4, sono le seguenti.

› Trattamento

Qualunque operazione o complesso di operazioni, effettuati anche senza l’ausilio di strumenti elettronici, concernenti la raccolta, la registrazione, l’organizzazione, la conservazione, la consultazione, l’elaborazione, la modifica, la selezione, l’estrazione, il raffronto, l’utilizzo, l’interconnessione, il blocco, la comunicazione, la diffusione, la cancellazione e la distruzione di dati, anche se non registrati in una banca dati.

› Titolare del trattamento

La persona fisica, la persona giuridica, la pubblica amministrazione e qualsiasi altro ente, associazione od organismo cui competono, anche unitamente ad altro titolare, le decisioni in ordine alle finalità, alle modalità del trattamento di dati personali e agli strumenti utilizzati, ivi compreso il profilo della sicurezza.

Nel caso in cui il trattamento è effettuato da una persona giuridica, da una pubblica amministrazione o da qualsiasi altro ente, associazione o organismo, il titolare del trattamento è l'entità nel suo complesso o l'unità od organismo periferico che esercita un potere decisionale del tutto autonomo sulle finalità e sulle modalità del trattamento, ivi compreso il profilo della sicurezza (articolo 28).

› Responsabile del trattamento

La persona fisica, la persona giuridica, la pubblica amministrazione e qualsiasi altro ente, associazione od organismo preposti dal titolare al trattamento di dati personali. Ricordiamo a tale proposito che il Responsabile è una figura che può essere individuata facoltativamente dal titolare e le modalità di assegnazione, nonché le caratteristiche della figura sono specificate dall'articolo 29.

› Incaricati

Le persone fisiche autorizzate a compiere operazioni di trattamento dal titolare o dal responsabile.

Tali soggetti devono essere individuati per iscritto (articolo 30) e sono gli unici a poter compiere operazioni di trattamento sui dati personali. Gli incaricati, inoltre, operano sotto la diretta autorità del titolare o del responsabile, attenendosi alle istruzioni impartite.

Per quanto riguarda le definizioni dei dati oggetto di tutela, è rimasta invariata la distinzione fondamentale tra:

- dati personali, qualunque informazione relativa a persona fisica, persona giuridica, ente od associazione, identificati o identificabili, anche indirettamente, mediante riferimento a qualsiasi altra informazione, ivi compreso un numero di identificazione personale;
- dati sensibili, dati personali idonei a rivelare l'origine razziale ed etnica, le convinzioni religiose, filosofiche o di altro genere, le opinioni politiche, l'adesione a partiti, sindacati, associazioni od organizzazioni a carattere religioso, filosofico, politico o sindacale, nonché i dati personali idonei a rivelare lo stato di salute e la vita sessuale. La distinzione resta di fondamentale importanza in ordine alla diversità di adempimenti che devono essere adottati dai titolari, anche ai fini dell'applicazione delle sanzioni previste.

C) Adempimenti

In relazione agli adempimenti da adottare i principi generali di riferimento restano sostanzialmente invaria-

ti, con l'adozione, in alcuni casi di seguito specificati, di semplificazione.

› Informativa

Tutti i trattamenti, indipendentemente dalla tipologia dei dati, comportano, come per la legge n. 675/96, l'obbligo d'informativa degli interessati.

L'obbligo d'informativa (scritta o orale) riguarda:

- a) le finalità e le modalità del trattamento cui sono destinati i dati;
- b) la natura obbligatoria o facoltativa del conferimento dei dati;
- c) le conseguenze di un eventuale rifiuto di rispondere;
- d) i soggetti o le categorie di soggetti ai quali i dati personali possono essere comunicati o che possono venirne a conoscenza in qualità di responsabili o incaricati, e l'ambito di diffusione dei dati medesimi;
- e) i diritti di accesso di cui all'articolo 7 del codice;
- f) gli estremi identificativi del titolare e, se designati, del rappresentante nel territorio dello Stato e del responsabile.

Quando il titolare ha designato più responsabili è indicato almeno uno di essi, specificando il sito della rete di comunicazione o le modalità attraverso le quali è conoscibile in modo agevole l'elenco aggiornato dei responsabili.

Quando è stato designato un responsabile per il riscontro all'interessato in caso di esercizio dei diritti di cui all'articolo 7, è indicato tale responsabile.

L'adempimento dell'informativa di cui alla nuova norma del codice specifica anche la necessità di informare l'interessato circa i soggetti che possono venire a conoscenza dei dati, compresi gli incaricati.

Tale prescrizione aggrava notevolmente l'onere di informativa, soprattutto nel caso di trattamenti complessi.

A tale proposito, peraltro, il Garante ha chiarito che, comunque, tale obbligo non riguarda i trattamenti già in corso al momento di entrata in vigore del codice, come invece poteva apparire dall'interpretazione strettamente letterale delle nuove norme; ciò deve intendersi pertanto nel senso di escludere qualsiasi obbligo di integrazione per i trattamenti già in essere e per i quali l'informativa è stata già resa agli interessati sulla base delle prescrizioni della legge n. 675/96.

› Consenso

Anche con riferimento all'obbligo di ottenere il consenso al trattamento, il nuovo codice riconferma quanto previsto dalla legge n. 675/96. In particolare il trattamento dei dati è consentito solo con il consenso espresso dell'interessato.

Il consenso deve essere manifestato in forma scritta (mediante sottoscrizione dell'interessato) unicamente per i trattamenti di dati sensibili, mentre in tutti gli altri casi è sufficiente che il consenso espresso sia documentato per iscritto.

Ciò significa che per i trattamenti di semplici dati perso-

nali è sufficiente che sia tenuta traccia documentale del rilascio da parte dell'interessato, secondo le modalità specifiche che la tipologia di trattamento richiede (ad esempio, nel caso di dati acquisiti telefonicamente, la traccia documentale consiste nella annotazione scritta dell'avvenuta manifestazione del consenso da parte dell'interessato, senza necessità di sua sottoscrizione).

› Notifica

L'adempimento della notifica (ovvero dell'atto con cui l'impresa, il professionista o la pubblica amministrazione segnalano al Garante i trattamenti di dati che si intendono effettuare) è l'elemento oggetto di maggiori interventi di semplificazione introdotti dal codice.

L'originale impianto della legge 675/1996 (e le successive modificazioni), prevedeva che dovessero notificare i trattamenti tutti i soggetti non esplicitamente esentati. Nel testo unico si rovescia l'impostazione e si indicano solo i pochi casi nei quali la notifica va effettuata, come di seguito elencati:

- a) dati genetici, biometrici o dati che indicano la posizione geografica di persone od oggetti mediante una rete di comunicazione elettronica;
- b) dati idonei a rivelare lo stato di salute e la vita sessuale, trattati a fini di procreazione assistita, prestazione di servizi sanitari per via telematica relativi a banche dati o alla fornitura di beni, indagini epidemiologiche, rilevazione di malattie mentali, infettive e diffuse, sieropositività, trapianto di organi e tessuti e monitoraggio della spesa sanitaria;
- c) dati idonei a rivelare la vita sessuale o la sfera psichica trattati da associazioni, enti od organismi senza scopo di lucro, anche non riconosciuti, a carattere politico, filosofico, religioso o sindacale;
- d) dati trattati con l'ausilio di strumenti elettronici volti a definire il profilo o la personalità dell'interessato, o ad analizzare abitudini o scelte di consumo, ovvero a monitorare l'utilizzo di servizi di comunicazione elettronica con esclusione dei trattamenti tecnicamente indispensabili per fornire i servizi medesimi agli utenti;
- e) dati sensibili registrati in banche dati a fini di selezione del personale per conto terzi, nonché dati sensibili utilizzati per sondaggi di opinione, ricerche di mercato e altre ricerche campionarie;
- f) dati registrati in apposite banche dati gestite con strumenti elettronici e relative al rischio sulla solvibilità economica, alla situazione patrimoniale, al corretto adempimento di obbligazioni, a comportamenti illeciti o fraudolenti.

Secondo tale prescrizione, si ritengono escluse dall'obbligo di notificazione le imprese, ancorché trattino dati sensibili diversi da quelli indicati nelle lettere precedenti.

› Autorizzazione al trattamento di dati sensibili

Il trattamento dei dati sensibili, oltre all'acquisizione del consenso dell'interessato, necessita, come nel passato, dell'autorizzazione del Garante. Le autorizzazioni,

come è noto, possono essere:

- a) generali, relative cioè a determinate categorie di titolari e/o trattamenti. In tal caso il titolare del trattamento rientrante nell'ambito di applicazione di un'autorizzazione generale non deve presentare alcuna richiesta al Garante se il trattamento che intende effettuare è conforme alle prescrizioni impartite mediante detti provvedimenti generali.
- b) su richiesta, nei casi in cui i trattamenti di dati sensibili non rientrino nell'ambito delle autorizzazioni generali.

D) Misure di sicurezza

Il tema delle misure di sicurezza dei trattamenti è quello che ha subito le maggiori rivisitazioni a seguito dell'emanazione del codice della privacy.

Il principio generale, tuttavia, riconferma quanto già disposto dalla legge n. 675/96 e in particolare che i dati personali oggetto di trattamento sono custoditi e controllati, anche in relazione alle conoscenze acquisite in base al progresso tecnico, alla natura dei dati e alle specifiche caratteristiche del trattamento, in modo da ridurre al minimo, mediante l'adozione di idonee e preventive misure di sicurezza, i rischi di distruzione o perdita, anche accidentale, dei dati stessi, di accesso non autorizzato o di trattamento non consentito o non conforme alle finalità della raccolta.

A tale proposito il codice individua misure specifiche, la cui osservanza da parte dei titolari è necessaria per adeguare i trattamenti ad un livello minimo di sicurezza, tenendo conto del fatto che comunque la valutazione del rischio di distruzione, perdita o accesso non autorizzato dovrà comunque essere effettuata discrezionalmente dal titolare, in relazione alla tipologia dei dati trattati, in modo coerente alle esigenze di tutela specifiche richieste dai trattamenti svolti (introducendo, eventualmente, misure adeguate più stringenti rispetto a quelle indicate dalle norme).

Il codice mantiene la distinzione fra trattamenti effettuati con e senza l'ausilio di strumenti elettronici, secondo quanto già previsto dalla legge n. 675/96 e in particolare:

› Trattamento senza l'ausilio di strumenti informatici

Le misure minime sono individuate dall'articolo 35, e riguardano:

- a) l'aggiornamento periodico dell'individuazione dell'ambito del trattamento consentito ai singoli incaricati o alle unità organizzative;
- b) la previsione di procedure per un'idonea custodia di atti e documenti affidati agli incaricati per lo svolgimento dei relativi compiti;
- c) la previsione di procedure per la conservazione di determinati atti in archivi ad accesso selezionato e disciplina delle modalità di accesso finalizzata all'identificazione degli incaricati.

Le modalità tecniche per corrispondere a tali prescrizioni consistono in:

- a) istruzioni scritte agli incaricati finalizzate al controllo e alla custodia, per l'intero ciclo necessario allo svolgimento delle operazioni di trattamento, degli atti e dei documenti contenenti dati personali. Nell'ambito dell'aggiornamento periodico con cadenza almeno annuale dell'individuazione dell'ambito del trattamento consentito ai singoli incaricati, la lista degli incaricati può essere redatta anche per classi omogenee di incarico e dei relativi profili di autorizzazione;
- b) custodia e controllo di atti e documenti contenenti dati personali sensibili o giudiziari affidata agli incaricati del trattamento per lo svolgimento dei relativi compiti, in maniera che ad essi non accedano persone prive di autorizzazione, per il tempo necessario al trattamento e fino alla restituzione al termine delle operazioni affidate;
- c) controllo degli accessi agli archivi contenenti dati sensibili o giudiziari. Le persone ammesse, a qualunque titolo, dopo l'orario di chiusura, devono essere identificate e registrate;
- d) quando gli archivi non sono dotati di strumenti elettronici per il controllo degli accessi o di incaricati della vigilanza, le persone che vi accedono devono essere preventivamente autorizzate.

› **Trattamento con l'ausilio di strumenti informatici**

Le misure minime riguardano:

- a) autenticazione informatica;
- b) adozione di procedure di gestione delle credenziali di autenticazione;
- c) utilizzazione di un sistema di autorizzazione;
- d) aggiornamento periodico dell'individuazione dell'ambito del trattamento consentito ai singoli incaricati e addetti alla gestione o alla manutenzione degli strumenti elettronici;
- e) protezione degli strumenti elettronici e dei dati rispetto a trattamenti illeciti di dati, ad accessi non consentiti e a determinati programmi informatici;
- f) adozione di procedure per la custodia di copie di sicurezza, il ripristino della disponibilità dei dati e dei sistemi;
- g) tenuta di un aggiornato documento programmatico sulla sicurezza;
- h) adozione di tecniche di cifratura o di codici identificativi per determinati trattamenti di dati idonei a rivelare lo stato di salute o la vita sessuale effettuati da organismi sanitari.

Le modalità tecniche per corrispondere a tali prescrizioni sono contenute nel disciplinare tecnico, allegato B del Decreto Legislativo 196 del 30/6/2003.

Regole per il trattamento

› **Informativa (Art. 13)**

Contenuto obbligatorio:

- finalità del trattamento;
- natura obbligatoria o meno del consenso;
- conseguenze del rifiuto;

- diritti di accesso dell'interessato;
- estremi identificativi del titolare e del responsabile (se designato);
- indicazione di chi può venire a conoscenza;
- temporalità: deve essere rilasciata prima del trattamento;
- forma: orale o scritta (in tal caso si precostituisce la prova dell'avvenuto adempimento).

› **Consenso (Art. 23)**

Il consenso dell'interessato:

- può riguardare l'intero trattamento o una o più operazioni dello stesso;
- deve essere espresso liberamente e per un trattamento individuato;
- deve essere informato;
- può essere revocato in ogni momento.

› **Temporalità**

Il consenso espresso è necessario prima del trattamento, ai fini della sua legittimità.

› **Forma**

Il consenso deve essere "positivo", ossia non reso in forma implicita o in negativo.

Trattamento di dati sensibili: consenso scritto.

Trattamento di dati comuni: consenso espresso ma documentato per iscritto.

› **Misure minime di sicurezza (Artt. 33-35)**

Complesso di misure tecniche, informatiche, organizzative, logistiche e procedurali di sicurezza che configurano il livello minimo di protezione richiesto dalla legge.

Sono quelle misure volte a ridurre al minimo, con idonee e preventive misure di sicurezza, i rischi di:

- distruzione o perdita anche accidentale;
- accesso non autorizzato;
- trattamento non consentito o non conforme alle finalità della raccolta dei dati.

Necessario:

- disporre di un sistema di autenticazione degli utenti (nel D.P.R. 318/99 si parlava solo di password, e non erano ritenute valide funzioni di autenticazione più forti, ad esempio la firma digitale o le impronte digitali);
- adottare appropriate e periodiche procedure per mantenere aggiornate le utenze e i relativi profili di accesso;
- definire un sistema di autorizzazione per abilitare gli utenti all'accesso ai dati e/o ai trattamenti;
- proteggere strumenti elettronici e dati da accessi non autorizzati da parte di utenti, programmi informatici e da trattamenti illeciti;
- adottare procedure di backup, di recupero e di ripristino della disponibilità dei sistemi e dei dati;
- adottare un documento programmatico sulla sicurezza, in caso di trattamento di dati sensibili (ossia

un resoconto delle misure di sicurezza adottate dal titolare del trattamento per ridurre al minimo ogni evento dannoso o pericoloso a carico dei dati personali trattati).

Senza strumenti elettronici (art. 35), ai fini di un trattamento lecito le misure da adottare sono le seguenti:

- istruzioni scritte agli incaricati, con la loro lista e i compiti loro assegnati sempre aggiornati;
- definizione di opportune procedure per la custodia e il controllo dei documenti con dati sensibili o giudiziari affidati agli incaricati;
- controllo per l'accesso agli archivi contenenti dati sensibili o giudiziari (con identificazione e registrazione delle persone ammesse, a qualunque titolo, dopo l'orario di chiusura);
- preventiva autorizzazione delle persone che accedono agli archivi quando questi non sono dotati di strumenti elettronici per il controllo degli accessi o di incaricati della vigilanza.

Guardia di Finanza e Garante Privacy hanno siglato un accordo per regolare le reciproche forme di intesa al fine di una più intensa ed efficace attività di controllo sulla raccolta dei dati.

NOTE In quanto esercenti di professione sanitaria gli odontotecnici sono esentati dall'obbligo di comunicazione al Garante. Non sono esentati invece dagli obblighi inerenti l'informativa/consenso dell'interessato al trattamento dei dati. Pertanto, non potendo avere accesso diretto ai dati dei pazienti, devono essere certi che l'odontoiatra, fornendo l'informativa al paziente, si assicuri di indicare che i dati saranno oggetto di trattamento da parte del laboratorio odontotecnico, acquisendo, quindi, il consenso del paziente.

Da parte sua l'odontotecnico dovrà assicurare un trattamento dei dati conforme alle disposizioni del Codice.

Aggiornamenti nel DL 25.06.08

23.5 Gestione dei rifiuti

Per quanto concerne la gestione dei rifiuti in Italia, la normativa di riferimento a livello nazionale è rappresentata dal Decreto legislativo n. 152 del 3 aprile 2006, emanato in attuazione della Legge 308/2004; tutta la legislazione in materia è collegata con la normativa Europea che ha identificato con apposito codice (cosiddetto CER) ogni tipo di rifiuto.

La prevenzione e la riduzione della produzione e della pericolosità dei rifiuti è disciplinata dall'art.179 del d.lgs. 152/06 ovvero "Criteri di priorità nella gestione dei rifiuti", cui seguono solo successivamente il recupero e quindi, come fase risultante dell'intera gestione, lo smaltimento (messa in discarica ed incenerimento).

La classificazione dei rifiuti presente nel d.lgs. 152/06 distingue i rifiuti:

- › in base all'**origine**, in rifiuti urbani e speciali;
- › in base alle caratteristiche di **pericolosità**, in rifiuti pericolosi e non.

Tutti i rifiuti sono identificati da un codice composto di sei cifre; l'elenco dei codici identificativi (denominato CER 2002 ed allegato alla parte IV del D.lgs. 152/06) è articolato in 20 classi. Ogni classe raggruppa rifiuti che derivano da uno stesso ciclo produttivo ed all'interno del suddetto elenco **i rifiuti pericolosi sono contrassegnati da un ASTERISCO (*)**.

I RIFIUTI URBANI, secondo il comma 2 dell'articolo 184 del d.lgs. 152/06, sono:

1. **rifiuti domestici**, anche ingombranti, provenienti da locali e luoghi adibiti ad uso di abitazione civile;
2. **rifiuti non pericolosi** provenienti da locali e luoghi adibiti ad usi diversi da quelli specificati al punto precedente, assimilati ai rifiuti urbani per qualità e quantità;
3. rifiuti provenienti dallo spazzamento delle strade;
4. rifiuti di qualunque natura o provenienza, giacenti sulle strade ed aree pubbliche o sulle strade private comunque soggette ad uso pubblico o sulle spiagge marittime e lacuali e sulle rive dei corsi d'acqua;
5. i rifiuti vegetali provenienti da aree verdi, quali giardini, parchi ed aree cimiteriali;
6. rifiuti provenienti da esumazioni ed estumulazioni nonché gli altri rifiuti provenienti da attività cimiteriale.

I RIFIUTI SPECIALI, secondo il comma 3 dell'articolo 184 del d.lgs. 152/06, sono:

1. rifiuti da attività agricole ed agro-industriali;
2. rifiuti derivanti dalle attività di demolizione, costruzione, nonché i rifiuti pericolosi che derivano dalle attività di scavo, fermo restando quanto disposto dall'articolo 186;
3. rifiuti da lavorazioni industriali (fatto salvo quanto previsto dall'articolo 185 comma 1 lettera i);
4. **i rifiuti da lavorazioni artigianali**;
5. i rifiuti da attività commerciali;
6. i rifiuti da attività cosiddette di servizio;
7. i rifiuti derivanti dall'attività di recupero e smaltimento di rifiuti, i fanghi prodotti dalla potabilizzazione e da altri trattamenti delle acque e dalla depurazione delle acque reflue e da abbattimento di fiumi;
8. **rifiuti derivanti da attività sanitarie**;
9. i macchinari e le apparecchiature deteriorati ed obsoleti;
10. i veicoli a motore, rimorchi e simili fuori uso e loro parti;
11. il combustibile derivato dai rifiuti;
12. i rifiuti derivati dalle attività di selezione meccanica dei rifiuti solidi urbani.

NOTA: Secondo il d.lgs. 152/06 (comma 5 dell'art. 184)

sono RIFIUTI PERICOLOSI quelli contrassegnati da apposito asterisco nell'elenco CER2002.

In questo elenco alcune tipologie di rifiuti sono classificate come pericolose o non fin dall'**origine**, mentre per altre sostanze la pericolosità dipende dalla **concentrazione** di sostanze pericolose e/o metalli pesanti presenti nel rifiuto stesso.

Per "sostanza pericolosa" si intende qualsiasi sostanza classificata come PERICOLOSA ai sensi della direttiva comunitaria 67/548/CEE e sue successive modifiche, tenendo in debita considerazione che questa classificazione è soggetta ad **AGGIORNAMENTI** continui, frutto della ricerca scientifica.

Per maggiori dettagli e dovizia di particolari si definiscono metalli PESANTI l'Antimonio, l'Arsenico, il Cromo esavalente (VI), il Rame, il Piombo, il Mercurio, il Nichel, il Selenio, il Tellurio, il Tallio e lo Stagno.

Nei laboratori odontotecnici, ad esempio, possiamo identificare:

RIFIUTO	CODICE IDENTIFICATIVO CER2002
Sali e loro soluzioni (rivestimento per fusioni)	CER 06.03.14
Ossidi metallici (biossido di Alluminio)	CER 06.03.16
Soluzioni acide di decapaggio (acidi/sali di decapaggio)	CER 11.01.05*
Soluzioni acquose di lavaggio ed acque madri (liquido lavaggio macchine ad ultrasuoni)	CER 07.01.01*
Soluzioni acquose di lavaggio	CER 12.03.01*
Assorbenti, materiali filtranti, stracci, indumenti protettivi (filtri)	CER 15.02.03
Fanghi acquosi contenenti materiali ceramici	CER 08.02.02
Refrattari	CER 10.10.02
Rifiuti di sabbiatura	CER 12.02.99

Tali rifiuti non possono essere conferiti al servizio pubblico di raccolta, ma debbono essere smaltiti tramite ditte autorizzate e in ottemperanza al D.M. 145/98 in occasione del trasporto deve essere compilato il formulario di trasporto (vidimato e registrato), atto a cura del raccoglitore autorizzato.

La normativa attualmente in vigore non impone procedure per l'acquisizione di autorizzazioni particolari per le imprese che producono rifiuti (classificati come speciali), ma adempimenti che attengono alla loro gestione. Il rispetto degli **adempimenti** prescritti deve essere notificato nella documentazione che accompagna la richiesta di *nulla osta per l'esercizio dell'attività produttiva*.

Ogni impresa che produce rifiuti ha l'obbligo di smaltirli con le seguenti modalità:

1. auto smaltimento o conferimento a terzi autorizzati;
2. conferimento a gestori di servizio pubblico di raccolta (previa stipula di apposita convenzione);
3. esportazione mediante spedizione transfrontaliera.

Le imprese sono tenute alla comunicazione annuale delle quantità e delle caratteristiche dei rifiuti, ed in particolare tra quelle citate, coloro che producono rifiuti (pericolosi e non pericolosi) **derivanti da lavorazioni industriali ed artigianali**. Sono esonerate dall'obbligo di comunicazione annuale le imprese agricole ed artigianali (art. 2083 del codice civile) aventi non più di tre addetti. Tale comunicazione deve essere effettuata ogni anno entro il 30 aprile, mediante il **modello unico di documentazione (M.U.D.)**, che deve essere trasmesso alla CCIAA.

Le imprese devono tenere un registro di carico e scarico dei rifiuti per annotare tempestivamente, entro i termini fissati dal d.lgs. 22/1997, le caratteristiche qualitative e quantitative dei rifiuti. Le imprese che si occupano di smaltimento e recupero di rifiuti devono annotare anche l'origine e la destinazione dei rifiuti, la data del carico e dello scarico ed il metodo di trattamento.

Sono obbligate alla tenuta del registro di carico e scarico le imprese che:

- svolgono attività di raccolta e trasporto di rifiuti;
- svolgono operazioni di recupero e smaltimento di rifiuti;
- producono rifiuti (pericolosi e non pericolosi) derivanti da lavorazioni industriali ed artigianali.

Sono esonerate dall'obbligo di tenuta del registro di carico e scarico le imprese agricole e le imprese artigiane (art. 2083 del codice civile) aventi non più di tre addetti.

Le imprese che producono un quantitativo di rifiuti pericolosi inferiore ad 1 t/anno ovvero un quantitativo di rifiuti non pericolosi inferiore a 5 t/anno possono adempiere l'obbligo di tenuta del registro anche tramite le associazioni di categoria.

È consentito il "raggruppamento dei rifiuti effettuato, prima della raccolta, nel luogo in cui sono prodotti", solo se i rifiuti non contengono alcune sostanze e se l'impresa rispetta le seguenti condizioni:

- raccoglie i rifiuti pericolosi e li avvia al recupero smaltimento con cadenza almeno bimestrale; se il quantitativo di rifiuti non supera i 10 mc, il deposito temporaneo può protrarsi per un anno;
- raccoglie i rifiuti non pericolosi e li avvia al recupero o smaltimento con cadenza almeno trimestrale; se il quantitativo di rifiuti non supera i 20 mc, il deposito temporaneo può protrarsi per un anno;
- effettua il deposito per tipi omogenei e nel rispetto delle norme tecniche e - per i rifiuti pericolosi - nel rispetto delle norme che disciplinano il deposito delle sostanze pericolose in essi contenute;
- rispetta le norme che disciplinano l'imballaggio e l'etichettatura dei rifiuti pericolosi.

Se l'impresa eccede i limiti previsti dal d.lgs. 22/97, deve richiedere alla Provincia l'autorizzazione allo stoccaggio.

L'impresa si deve dotare di un *formulario d'identificazione dei rifiuti* che serve ad accompagnare i rifiuti durante il trasporto dal produttore allo smaltitore. Il formulario deve essere compilato, datato e firmato dal produttore e dal trasportatore in quattro copie (contenenti dati relativi ai soggetti coinvolti - produttore, detentore/ trasportatore, destinatario - ai rifiuti ed all'impianto di destinazione), di cui:

- una resta al produttore;
- una è acquisita dal destinatario;
- le rimanenti due sono controfirmate dal destinatario e consegnate al trasportatore, che provvede a trasmetterne una al produttore.

La responsabilità del produttore cessa solo al ricevimento della copia del formulario che attesta il regolare smaltimento dei rifiuti prodotti: qualora entro tre mesi dal conferimento al soggetto autorizzato non abbia ricevuto tale copia, il produttore è tenuto a comunicare alla provincia la mancata ricezione del formulario.

Le copie del formulario devono essere conservate per cinque anni.

Qualora i rifiuti prodotti dall'impresa siano assimilabili ai rifiuti urbani, il produttore si convenziona con il comune mediante il pagamento di una tassa (comunale), il produttore può evitare tutti gli adempimenti previsti per chi produce rifiuti speciali.

Con la pubblicazione in Gazzetta Ufficiale, nel supplemento ordinario del 13 gennaio 2010, del Decreto Ministeriale 17 dicembre 2009 nasce il SISTRI (sistema informatico di controllo sulla tracciabilità dei rifiuti).

Il SISTRI ha come obiettivo, per i rifiuti speciali pericolosi e non, la sostituzione graduale dell'attuale sistema cartaceo basato sul registro di carico e scarico, sul formulario dei rifiuti e sul MUD, con un innovativo procedimento basato su tecnologie informatiche.

In base alla normativa contenuta nel D.M. 17 dicembre 2009 i laboratori odontotecnici che producono **solo rifiuti speciali**, con numero di **dipendenti** da 0 a 10 compreso, non sono obbligati ad iscriversi.

Bibliografia

Paragrafo 23.1

- Abdulaziz A et al. Infection control practice in private dental laboratories in Riyadh. S D Journal 2008;20:163-9.
- Agolini G, Gatti M, Raitano A, Riini MS, Sancin AM, Sandonà G. Norme igieniche in Odontoiatria. Bologna: Ed Martina; 2008.
- Agolini G, Gatti N, Raitano A, Riini MS. Mycoplasma Pneumoniae quale rischio professionale per l'Odontoiatra. Ig Moderna 2006;126:119-31.
- ADA Council: Infection Control raccomandations for the Dental Office and The Dental Laboratory. JADA 1996;127:672-801.
- Centers for Disease Control. Guidelines for infection control in dental health care settings-2003.MMWR 2003;52 (RR-17):1-66.

- Dolci G, Testarelli L. la prevenzione dell'infezione crociata negli strumenti e nei riuniti odontoiatrici. Bologna: Ed Martina; 2004.
- Falcioni S, Peirone C. Manuale Atlante di disinfezione e sterilizzazione in Odontoiatria. Bologna: Ed Martina; 2003.
- Kugel G, Perry R, Ferrari M, Lalicata P. Disinfection and communication practices: A survey for U.S Dental laboratories. J Am Dent Assoc 2000;131:786-92.
- Sofou A, Larsen T, Fiehn NE, Owall B. Contamination level of alginate impressions arriving at a dental laboratory. Clin Oral Invest 2002;6:161-5.
- Wassel RW. Disinfection of impression material and casts. Br Dent J 2007;202:36-7.

Paragrafo 23.2

- Agolini G, Gatti M, Raitano A, Riini MS, Sancin AM, Sandonà G. Norme igieniche in Odontoiatria. Indicazioni, tossicologia ed aspetti medico legali. Bologna: Ed. Martina; 2008.
- Anolini G, Raitano A, Viotti PI, Vitali M. Prevenzione di contaminazioni biologiche e chimiche in ospedali e comunità. Milano: Kappadue ED; 2006;
- Al-Omari M, Al Dwairi Z. Compliance with infection control programs in private dental clinics in Jordan. J Dent. Educ 2005;69:693-8.
- Atone J, Goodmann R. Hepatitis B and dental personnel: transmission to patients and prevention issues. J Am Dent Assoc 1983;106:219-22.
- Bentley EM, Sarl DW. Improvements in cross infection control in general dental practice. Br Dent J 1995;179:19-21.
- Centers for Disease Control. Updated U.S Public Health guidelines for the management of occupational procedures to HBV, HCV and HIV, and raccomandation for post prophylaxis. MMWR 2001;50:1-52.
- Fasulo G. Dalla prevenzione del rischio infettivo alla gestione degli infortuni professionali. Da Atti del Convegno "Gli Infortuni sul lavoro e le malattie degli Odontoiatri". Bologna 12 novembre 2005 a cura di Riini MS, Borea G, Pantaloni S, Tagete ED. Riv Med. Giurud 2007 Giu;13(2).
- Kohn WG, Harte J, Malwitz DM et al. Cover Story: Guidelines for Infection control in dental health care settings. JADA 2004;135:33-47.
- Jennings KJ, Samaranyake Lp. The presence of microorganisms on impression material following disinfection. IntJ Prosthodont 1991;4:382-387.
- Junevicius J, Pavilonis A, Surana A. Transmission of microorganisms from dentists to dental laboratory technicians through contaminated dental impressions. Stomatolo Baltic Debt Maxillofac J 2004;6:20-3.
- McCarthy GM, Sali CS, Bednarsh H, Jorge J, Wangrangsimaku KL, Page-Shafer. Transmission of HIV in the dental clinic and elsewhere. Oral Dis 2002;8:126-35.
- McCarthy GM, Koval JJ, Mac Donald JK. Compliance with raccomandated infection control precedures among Canadian dentists. AJIC 1999;27:377-84.
- McCarthy, Britton J. A survey of final -year dental, medical and nursing students: occupational injuries and infection control. J Can Dent Asssoc 2000; 66:561-569
- Miller C. Infection Control. Dent Clin North Am 1996;40:437-56.

Paragrafo 23.3

- Atti del Convegno Dispositivi Medici e Diagnostici in vitro-novità e aggiornamento sull'attività regolatoria e sulla gestione di qualità. Milano settembre 2007.
- Direttiva CEE 93/42 sui dispositivi Medici. Rassegna Odontotecnica n. 5/98.
- Dispositivi Medici. Istituto di Ricerche e Collaudi M. Masini. Ed. Milano; 2009.
- Il Tecnico di ortodonzia e la Direttiva 93/42/CEE Mr. Associazione Tecnici Italiani Di Ortodonzia 15 gennaio 2009-11-18.
- La Direttiva MDD 93/42 CEE Lo stato dell'arte. Edizioni di Odontotecnica Italiana 2004.
- Progetto di parere della commissione per l'industria, la ricerca e l'energia destinato alla commissione per l'ambiente, la sanità pubblica e la sicurezza alimentare sulla

proposta di direttiva del Parlamento europeo e del Consiglio che modifica le direttive 90/385/CEE e 93/42/CEE del Consiglio e la direttiva 98/8/CE del Parlamento europeo e del Consiglio in materia di riesame delle direttive sui dispositivi medici (COM(2005)0681 - C6-0006/2006 - 2005/0263(COD))2006.

- Supplemento ordinario N. 49/L alla Gazzetta Ufficiale n.54 del 6.3.97.

Paragrafo 23.4

- Decreto legislativo n. 196 del 30 giugno 2003.
- Decreto Legge 25 giugno 2008, n. 112 - convertito in Legge 6 agosto 2008.

INDICE ANALITICO

A

- › Accessori 29, 35, 130, 135, 136, 139, 219, 224, 312, 319
- › Acido:
 - acetico 167, 320
 - acrilico 174
 - agente 11
 - alginico 155
 - ambiente 25
 - anidro- β -d-mannuronico 155
 - arachidonico 61, 62,
 - ascorbico 69
 - aspartico 26, 82
 - base 55, 83, 87, 88
 - benzoico 79, 80
 - borico 138, 196
 - carbossilico 167
 - cianidrico 174
 - ciano acrilico 216
 - cicloesilsulfamidico 82
 - citrico 126, 128, 167
 - cloridrico 197, 210, 249, 291
 - cloroacetico 126
 - cloroplatinico 163
 - etilendiamminotetracetico (EDTA) 126
 - fluoridrico 75, 76, 187, 191, 210, 291
 - formico 185
 - fosforico 86, 87, 101, 143, 165
 - glicolico 217
 - ialuronico 257
 - ipocloroso 174
 - itaconico 83, 88
 - lattico 78, 115, 217
 - maleico 88, 105
 - metacrilico 174
 - mordenzante 107, 108
 - nitrico 291
 - organico 87
 - ortofosforico 103, 104, 108, 109, 111, 112, 113
 - poli(lattico-co-glicolico) (PLGA) 257
 - poliacrilico 83, 87, 88
 - policaprolattone (PCL) 257
 - policarbossilico 88
 - poliglicolico (PLG) 252, 253, 257
 - polilattico (PLA) 252, 253, 257
 - polisilicico 197
 - resistente 106
 - solforico 57, 86, 136, 160, 165, 185, 210, 291
 - stearico 157, 158, 169
 - tannico 79, 215
 - tartarico 83, 167
- › Adenosina trifosfato (ATP) 62
- › Adesione 14, 15, 28, 60, 61, 65, 68, 69, 79, 83, 87, 88, 100, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 114, 128, 130, 131, 135, 136, 141, 134, 144, 145, 151, 160, 178, 208, 211, 212, 216, 219, 220, 224, 246, 260, 270, 294, 302, 327, 328
- › Adsorbimento 14, 101, 102, 206, 211, 212, 250, 252
- › Agglutinine 32
- › Alcool 127, 261, 280
- › Alginato 155, 156, 158, 257, 283, 284, 319
- › Alligazione 207
- › Allotropismo 207
- › American Society For Testing Materials 101, 206, 207, 292
- › Amilasi 32
- › Anaerobi-a-ca 28, 57, 78, 136
- › Anticorpi (immunoglobuline) 32
- › Apatite 25, 50, 76, 103, 208, 249
- › Architettura degli impianti 209
- › Arco
 - linguale 223, 233, 234, 236, 237, 238, 239, 240, 241, 242
 - voltaico 268
- › Arginina-Glicina-Acido Aspartico (Rgd) 211
- › Aspartame 82
- › Assorbimento 53, 60, 72, 76, 77, 78, 93, 97, 99, 102, 178, 180, 192, 197, 209, 215, 269, 270, 271
- › Atomi 11, 12, 13, 14, 16, 54, 101, 102, 133, 167, 182, 269
 - di argento 91
 - di carbonio 133, 179
 - di fluoro 190, 217
 - di idrogeno 138
 - di leghe 184
 - di metalli 184
 - di stagno 91
- › Atomico 14
 - contatto 269, 293
 - diametro 208
 - fenomeno 269
 - legame 11
 - numero 11, 75, 206, 208, 212
 - ossigeno 57
 - peso 75, 206
 - rapporto 123
 - volume 206, 208
- › Attecchimento 75, 83, 211, 250

B

- › Bagnabilità 13, 14, 15, 83, 102, 107, 145, 149, 157, 163, 165, 166, 169, 188, 211, 212, 293, 294
- › Bagno galvanico 210
- › Banda 224, 234
- › Barra transpalatale; 223
- › Bicarbonato 23, 152
- › Biocompatibilità 57, 59, 60, 61, 62, 63, 64, 67, 68, 69, 70, 71, 85, 87, 88, 129, 131, 133, 137, 138, 181, 182, 190, 194, 195, 205, 206, 216, 247, 252, 256, 257,

- 288, 294, 308
- › **Biofilm orale** 75, 77, 79, 82
- › **Biomateriali** 59, 60, 61, 65, 202, 206, 212, 217, 243, 245, 246, 247, 249, 250, 253, 254, 261, 264, 270, 280, 282
- › **Bone Morphogenetic Protein (BMP)** 33, 213, 245, 263, 264
- › **Bracket** 231, 243,
- › **Brånemark** 205, 209, 213, 298

C

- › **CAD/CAM** 206, 289
- › **Caderine** 211
- › **Calcio** 26, 32, 71, 83, 105, 136, 187, 245, 250
 - acetati di, 167
 - alginato di, 155,
 - carbonato di, 26, 79, 126, 130, 251
 - cloruro di, 167, 216
 - deposito di, 31
 - fosfato di, 26, 27, 32, 75, 79, 152, 250, 253, 258
 - idrossiapatite di, 105
 - idrossido di, 72, 86, 128, 129, 130, 138, 143
 - ioni, 87, 88, 155, 168, 250
 - octofosfato di, 27
 - ossido di, 130, 167, 249
 - sali di, 126, 279
 - solfato di, 155, 158, 165, 166, 167, 168, 196, 197, 216, 217, 247, 250, 251
 - tartrato di 167
 - tricalciofosfato, 253, 257
- › **Calcoli** 31, 32, 33, 231
- › **Campo elettrico**, 185, 275
- › **Capillarità** 15, 295
- › **Carica superficiale** 212
- › **Carico di rottura** 183, 207
- › **Carie** 24, 26, 32, 69, 70, 75, 76, 78, 79, 82, 83, 84, 88, 99, 100, 106, 114, 203, 270, 279
- › **Cellule** 28, 29, 61, 62, 64, 65, 66, 67, 67, 68, 71, 72, 211, 245, 246, 247, 248, 251, 252, 259, 260
 - apoptotiche 73
 - coltivate 208
 - continue 67
 - di difesa 27
 - di riassorbimento 27
 - di sintesi 27
 - differenziate 26
 - ematiche 61, 211, 245
 - embrionali 255
 - endoteliali 62, 271
 - epidermiche 77
 - fotocentrici 54
 - indifferenziate 254
 - mesenchimali indifferenziate (progenitrici) 27, 28, 29, 30, 245, 246, 247, 249, 252
 - mucose 76
 - nervose 30
 - odontoblastiche 25, 29, 30, 72
 - ossee 212, 254
 - osteoblastiche 252
 - osteogeniche 69, 246, 247, 250, 252
 - osteoprogenitrici 246
 - primarie 67
 - staminali 247, 254, 255
 - terminali 30
 - tumorali 248, 255
 - viventi 246
- › **Cemento** 19, 20, 26, 27, 28, 29, 72, 77, 86, 87, 88, 95, 102, 116, 131, 132, 137, 138, 139, 143, 144, 145, 186, 215, 216, 223, 224, 288, 312, 316, 317
- › **Cementoblasti** 27, 256
- › **Centro di simmetria** 275
- › **Cere**, 52, 53, 133, 152, 154, 164, 169, 170, 171, 172, 284, 290, 232
- › **Cerniera Verticale Universale (CVU)** 232, 233, 234, 236, 237
- › **Chirurgia** 199, 205, 216, 246, 248, 267, 270, 271, 272, 273, 275, 276
 - elettro-, 267, 268, 269
 - mucogengivale, 216
 - orale, 79, 274, 275
 - ortopedica, 79, 208
 - ossea piezoelettrica, 275
 - parodontale, 215
 - preprotetica, 217, 251
 - ultrasonica, 276
- › **Cistatine** 32
- › **Citotossicità** 60, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 72, 73, 133
- › **Clearance**, 32, 33
- › **Clorexidina** 79, 80, 109, 110, 115, 116, 127, 130
- › **Coating** 203, 212, 213
- › **Coefficiente** 46
 - di attrito 51, 313, 314
 - di bagnabilità, 14
 - di contrazione 183
 - di dilatazione termica 52, 160, 164, 188, 294, 295
 - di espansione lineare 190
 - di espansione termica 52, 98, 170, 187, 294
 - di frizione 231
 - di Poisson 48
- › **Coesione** 12, 13, 14, 15, 25, 46, 49, 131, 184
- › **Collagene** 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 62, 68, 69, 88, 103, 105, 106, 108, 110, 111, 115, 116, 212, 216, 217, 245, 251
- › **Collagene di Tipo I** 211
- › **Colluttori** 78, 79, 80
- › **Colori** 120, 167, 187, 189, 190, 191, 192, 193, 194, 216, 270, 286
 - complementari, 54, 193
 - di pittura, 195
 - primari, 54, 192, 193
 - principali, 54
 - scala, 193, 194
 - secondari, 54, 192
 - spettro dei, 270
 - terziari, 192
- › **Complesso** 29, 32, 41
 - dento-parodontale, 19
 - di Golgi, 28
 - pulpo-dentinale, 27, 28, 29, 30, 31
- › **Composito** 55, 88, 95, 96, 97, 98, 99, 100, 101, 105, 106, 114, 136, 139, 141, 144, 145, 219, 220, 258, 263
- › **Conducibilità** 13
 - elettrica 12, 13, 55, 206
 - termica 12, 25, 52, 53, 99, 175, 184, 186, 188, 206, 267
- › **Contatto** 14, 28, 31, 35, 36, 38, 39, 49, 51, 52, 55, 56, 57, 59, 60, 66, 67, 68, 70, 85, 101, 102, 128, 130, 131, 138, 149, 150, 152, 158, 159, 160, 163, 165, 166, 168, 176, 178, 179, 180, 185, 188, 197, 202, 205, 208, 209, 212, 216, 217, 221, 249, 250, 267, 268, 271, 272, 320
 - a tripode 285
 - allergia da 94
 - angolo di 15, 102, 163, 211, 294
 - atomico 293
 - bilaterale 305
 - cuspidato-fossa 285
 - dente a dente 284, 305
 - diretto 64, 65, 68, 272
 - focale 211
 - indiretto 64
 - interdentale 81
 - interprossimale 291
 - oclusale 99, 177, 285, 305

- osso/impianto 210
- osteogenesi per 210
- puntiforme 14
- punto di 52, 191, 195
- sito di 14
- superficie di 22, 105, 312, 313, 314
- › Corrosione 55, 59, 60, 69, 70, 90, 91, 92, 93, 121, 124, 131, 181, 182, 183, 184, 208, 226
 - a secco 55
 - biologica 56, 57
 - chimica 56
 - elettrochimica 55, 56, 57
 - generalizzata 56
 - localizzata 56
 - metallica 56
 - selettiva 56
 - umida 55
- › Corticosteroidi 76, 132
- › Cristalli di idrossiapatite 25, 29, 32, 76, 77, 245
- › Curva 49, 220
 - di Von Spee 37
 - di Wilson 38, 237
 - sforzo-deformazione 46, 47, 48
 - stress-strain 225, 226, 227

D

- › Densità 12, 13, 16, 53, 141, 145, 166, 167, 168, 188, 190, 206, 210, 212, 247, 248, 250, 251, 252, 272
 - cellulare 65
 - ottica 65
- › Dentifricio 75, 78, 79
- › Dentina 14, 19, 20, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 35, 51, 52, 55, 64, 68, 70, 72, 77, 87, 88, 100, 102, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 114, 115, 125, 126, 127, 128, 131, 136, 138, 139, 142, 143, 144, 186, 188, 189, 190, 191, 193, 195, 271
- › Dimero 96, 179
- › Direttiva CEE 59, 231, 322 323, 324, 325, 326, 332
- › Disinfezione 119, 125, 128, 164, 165, 169, 319, 320
 - canalare 130, 131
 - impronte 169, 289, 319
- › Dolcificanti 75, 79, 80, 82
- › DSC (Calorimetro a Scansione Differenziale) 227, 228
- › Duttilità 48, 183, 206, 212

E

- › Effetto piezoelettrico 275
- › Elettroerosione 210
- › Elettroneutrali 208
- › Eluanina 28
- › Escrezione 32, 71, 76, 77, 93
- › Espansione termica 52, 98, 170, 187, 294
- › Espansore 223
- › Eterodimeri 211

F

- › Fase cubica a corpo centrale (BCC) 207
- › Fattore di crescita 254
- › Fenotipi cellulari 211, 254, 255
- › Fibre 16, 19, 27, 69, 99, 106, 139, 141, 142, 145, 178, 258, 262
 - alveolari 20
 - alveolo-gengivali 20
 - circolari 20
 - collagene 27, 28, 103, 105, 106, 116
 - dento-gengivali 20
 - desmodontali 19
 - di amianto 215
 - di carbonio 141
 - di grafite 217
 - di ossido di alluminio 217
 - di quarzo 141, 145
 - di Sharpey 27, 28
 - di vetro 141, 145, 178
 - di zirconio 141
 - elastica 28
 - eluanina 28
 - intrecciate 245, 247
 - nervose 29, 30, 31
 - ossitalaniche 28
 - ottiche 271
 - retrattive 151
 - sintetiche 178
 - transettali 20
- › Fibrillina 211
- › Fibrinogeno 211
- › Fibroblasti 27, 28, 29, 30, 62, 66, 67, 72, 73, 208
- › Fibronectina 28, 211
- › Fili 48, 49, 224, 228
 - di sutura 252
 - elastici 228
 - in acciaio 49, 226
 - metallici 219, 220
 - ortodontici 57, 123, 181, 183, 184, 219, 222, 224, 227, 228, 229, 230
 - retrattori 151

- › Filo interdentale 81
- › Fluoro 75, 76, 77, 78, 80, 82, 83, 87, 88, 190, 217
- › Forza 14, 15, 25, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 56, 81, 83, 92, 99, 123, 133, 140, 156, 174, 192, 225, 226, 227, 229, 230, 231, 251, 280, 281, 290, 309, 313, 314
 - di adesione 83, 101, 105, 106, 114, 144
 - di legame 14, 102, 110
 - di Van Der Waals 12, 13, 14, 102, 178, 186, 211
 - elettromotrice 55
 - occlusale 284, 296
- › Fosfatasi 32, 68
- › Fosfato 32, 83, 250, 251, 270
 - di ammonio 197
 - di calcio 26, 27, 32, 217, 247, 250, 251, 253
 - di sodio 155
 - di zinco 86, 87, 139,
 - tricalcico 165, 217, 249, 250, 253, 257, 273
 - trisodico 155

G

- › Gengiva 20, 27, 72, 94, 163, 309, 315
- › Geometria implantare 209
- › Gessi 152, 154, 157, 164, 165, 166, 167, 169
- › Ghiandola
 - salivare 31
 - sottolinguale 31, 32
 - sottomandibolare 31, 32
- › Glutamil transpeptidasi 32
- › Gonfiore 276

I

- › Idrocolloidi 14, 150, 151, 153, 154, 155, 164, 165, 319
- › Idrofilia 102, 116, 149, 154, 157, 163, 211
- › Idrofobicità 60, 212
- › Idrogeno 11, 12, 13, 75, 87, 95, 102, 127, 137, 138, 162, 179, 185, 207, 212, 248, 293
- › Idrossiapatite 25, 26, 27, 28, 30, 31, 32, 77, 88, 103, 105, 108, 111, 112, 115, 128, 143, 210, 217, 249, 250, 252, 253, 257, 263, 270, 271, 272
- › Impianto 59, 61, 62, 63, 69, 70, 205, 208, 210, 217, 231, 247,

252, 253, 271, 272, 280, 297, 298

- ad ago, 209
 - a lama, 209
 - alloplastico, 205
 - architettura, 209
 - dentale, 205, 209, 211
 - endorale, 297
 - intraosseo, 68
 - microbico, 178
 - muscolare, 68
 - protesi su, 297
 - sottocutaneo, 64
 - superficie 211
 - tessuto, 67, 206
- › Impronta
- mucocompressa 149
 - mucostatica 149
- › In-out 221
- › Integrine 211, 212
- › Interfaccia tessuto-impianto 206

L

- › Lattoferrina 32
- › Lega 47, 48, 52, 56, 57, 69, 70, 89, 90, 91, 92, 94, 101, 105, 121, 123, 126, 130, 168, 181, 182, 183, 184, 185, 187, 189, 196, 198, 219, 225, 226, 227, 228, 245, 293, 294, 295, 297, 298, 308
- acciaio 226, 297
 - aurea 181, 182, 183, 225, 298
 - austenitica 227
 - beta-titanio 231
 - cromo-cobalto 226, 237
 - martensitica 227
 - metallica 183, 326
 - Ni-Ti 122, 123, 124, 226
 - Ti 6Al 4V 208
 - titanio 297, 298
- › Legamento
- dento-alveolare 19, 20, 191
 - parodontale 26, 27, 28, 67, 255
- › Legame 79, 96, 107, 114, 144, 211, 212, 250, 251
- adesivo 100, 101, 102, 106, 108, 109, 112, 113, 114, 115, 116, 294
 - atomico 11
 - ceramico 183, 187, 293
 - chimico 11, 14, 16, 87, 88, 99, 105, 111, 112, 133, 145, 250, 293
 - covalente 11
 - crociato 158
 - dativo 11

- dipolare 11
 - elettrostatico 11
 - forza di 14, 102, 110
 - idrogeno 11, 95
 - intercrystallino 167
 - intermolecolare 174
 - ionico 11
 - meccanico 293
 - metallico 11, 12, 13
 - metallico-ceramico 181, 194, 195, 293, 294
 - molecolare 131, 293
 - trasversale 177
- › Lentulo 122
- › Linfociti 27, 28, 61, 71
- › Lipidi 32, 75, 103
- › Lisina 245
- › Lisozima 32
- › Low-friction 221
- › Lubrificazione 32, 51, 125, 132

M

- › Macrofagi 27, 28, 30, 60, 61, 62, 69, 72, 248, 271
- › Malattia parodontale 32, 82
- › Malleabilità 48, 183, 187, 232
- › Malocclusione 36, 219, 231
- › Mast cellule 27
- › Matrice 26, 27, 32, 66, 87, 91, 95, 103, 110, 137, 142, 143, 184, 187, 209, 245, 251, 258, 311, 312, 313, 314, 316, 317
- dello smalto 26
 - di placca 32
 - extracellulare 26, 28, 29, 64, 69, 208, 211, 247
 - inorganica 103
 - intercellulare 28
 - organica 103, 108, 115, 116, 125, 138
 - ossea 245, 246, 248, 250, 254
 - polimerica 95, 99, 136, 258, 259
 - resinosa 95, 99, 104, 141, 142, 144, 145
 - vetrosa 186, 294
- › Medium 65, 68, 211
- › Metalli di transizione 207, 208
- › Metaplasma 211
- › Microarchitettura di superficie 209
- › MIM (Metal Injection Molding) 222, 232
- › Modificazione allotropica 207
- › Modulo di elasticità 25, 46, 47, 48, 106, 139, 182, 183, 184, 225, 297

- › Molecole
- di adesione 61, 211
 - elettroneutrali 208
- › Mordenzatura 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 115, 116, 143, 210, 220
- › Movimento 12, 13, 31, 150, 156, 160, 215, 219, 220, 225, 267, 272, 276, 280, 285, 304, 310, 312
- circolare 280
 - condilare 39
 - di apertura 39
 - di Bennett 39
 - di laterotrusione 39
 - di protrusione 39
 - di rotazione 37, 156, 281
 - di tipping 233
 - ortodontico 224
- › MTA (Mineral Trioxide Aggregate) 138
- › Mucine 32

N

- › Neutrofili 27, 60, 61
- › Normocclusione 35, 36, 38

O

- › Occlusione 19, 23, 24, 30, 31, 35, 36, 37, 39, 40, 42, 53, 100, 185, 191, 284, 285, 286, 288, 305, 308, 310
- › Omeostasi 32, 35, 61, 62, 69, 245
- › Ossidazione 55, 56, 57, 62, 90, 92, 129, 131, 158, 161, 184, 185, 187, 196, 197, 206, 208, 210, 293, 294
- reazione anodica 56
- › Osso sintetico 250
- › Osteoblasti 27, 28, 68, 69, 208, 209, 210, 211, 212, 245, 246, 250, 252, 256, 270
- › Osteocalcina 68, 208, 212
- › Osteoclasti 27, 28, 68, 69, 209, 245, 248, 250
- › Osteogenesi 68, 246, 247
- a distanza 210
 - per contatto 210
- › Osteointegrazione 209, 249, 251, 252
- › Osteomodulatori 210
- › Osteoplastica 275
- › Osteopontina 211
- › Osteotomia 275, 276

P

- › Palato 22, 176, 301
- › Parotide 31
- › Paste 78, 86, 89, 96, 97, 131, 151, 154, 157, 158, 160, 163, 216, 250, 306
 - all'ossido di zinco-eugenolo 153
 - termoplastiche 152, 164
- › Patrice 312, 313, 314, 316
- › Paxillina 211
- › Pellicola acquisita 32
- › Perossido di idrogeno 127, 137, 138, 143, 145
- › pH 32, 50, 76, 104, 111, 128, 130, 131, 208
 - alcalico 76
 - della placca batterica 82
 - neutro 32
 - salivare 32
- › Piezosurgery 275, 276
- › Plasma 27, 71, 77, 210, 216
 - spray 210, 272
- › Polieteri 152, 157, 158, 159, 160, 162, 164, 319
- › Poligono di Posselt 41
- › Polimerizzazione 15, 16, 17, 53, 54, 72, 83, 86, 89, 95, 96, 97, 98, 99, 101, 105, 106, 108, 109, 110, 111, 113, 115, 132, 136, 143, 144, 153, 157, 158, 160, 161, 162, 163, 173, 174, 175, 177, 179, 180, 181, 216, 288, 301, 302, 310
- › Polisolfuri 52, 152, 157, 158, 160, 161, 163, 164, 165, 319
- › Polpa 19, 20, 25, 27, 28, 29, 30, 31, 55, 63, 68, 72, 73, 87, 103, 105, 119, 127, 138, 190, 191, 277, 288
- › Pompa peristaltica 275
- › Prevenzione 59, 78, 79, 83, 88, 231, 321, 323, 331
 - primaria, secondaria e terziaria 75
- › Privacy 327, 329, 331
- › Processo alveolare 19, 20, 27, 28, 37, 300
- › Profilo implantare 209
- › Prolina 26, 32, 245
- › Proteine 16, 26, 27, 28, 29, 32, 50, 59, 60, 61, 62, 68, 69, 71, 103, 105, 128, 129, 173, 206, 208, 211, 211, 245, 246, 247, 249, 250, 255, 270
 - collageniche 209
 - ricche di prolina (PRP) 32
- › Puntatrice elettrica 224

R

- › Rapporto
 - acqua/polvere 152, 156, 168, 283, 299, 301
 - atomico 123
 - Ca/P 245
 - calcio/fosfato 32
 - catalizzatore/base 150
 - di lavoro 321, 322
 - forza/peso 123
 - matrice/riempitivo 99
 - occlusale 284
 - sforzo/deformazione 48
 - spaziale 42, 304
 - stechiometrico 208
- › Residui epiteliali del Malassez 27
- › Resilienza 47, 48, 121, 122, 123, 176, 196, 225, 231, 238, 242, 299
- › Resine 16, 72, 75, 85, 104, 105, 106, 115, 133, 137, 142, 173, 174, 177, 200, 201, 215, 280, 283, 323
 - acetali 175
 - acriliche 52, 173, 175, 179, 180
 - adesive 72, 101, 103, 105
 - artificiali 132, 174
 - autoindurenti 174
 - autopolimerizzanti 96, 175, 179, 180
 - calcinabili 151, 153
 - composite 53, 54, 83, 85, 86, 88, 89, 95, 96, 97, 102, 144
 - epossidiche 165
 - idrofobe 105
 - metacriliche 175
 - molli 176, 178
 - naturali 164, 169, 174
 - sigillanti 83
 - sintetiche 164, 173, 174, 175
 - termoindurenti 174
 - termoplastiche 174, 175
 - termopolimerizzanti 175
- › Resistenza 13, 15, 25, 29, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 55, 59, 70, 75, 83, 85, 86, 87, 88, 89, 91, 92, 94, 95, 97, 98, 99, 100, 101, 106, 121, 123, 124, 125, 126, 139, 145, 149, 152, 155, 157, 160, 161, 164, 167, 168, 170, 174, 175, 177, 178, 180, 182, 183, 184, 185, 186, 187, 188, 189, 190, 191, 195, 196, 197, 206, 212, 216, 217, 222, 224, 225, 226, 251, 262, 269, 288, 293, 294, 295, 296, 309, 312
 - meccanica 90, 175, 181, 187,

206, 256, 284, 294, 308

- tensile 208

- › Resistività elettrica 208
- › Riabilitazione implantoprotesica 205
- › Rifiuti 331, 332, 333
- › Rigidità 16, 46, 49, 80, 81, 96, 99, 121, 124, 131, 132, 133, 139, 150, 152, 153, 155, 173, 178, 206, 225, 226, 227, 250
- › Resilienza 47, 48, 121, 122, 123, 176, 196, 225, 231, 238, 242, 299
- › Rischio infettivo 320
- › Rivelatori di placca 80
- › Root-form 209
- › Rugosità 69, 102, 150, 185, 199, 210, 290, 294
- › Rutilo 206

S

- › Sabbiatura 195, 210, 220, 293, 294, 309, 332
- › Saccarosio 32, 82, 83
- › Saldatrice laser 224
- › Saliva 31, 32, 55, 56, 57, 71, 72, 77, 78, 79, 114, 115, 156, 160, 161, 163, 165, 167, 175, 176, 178, 319
- › Saturazione 54, 77, 192, 284
- › Scambi ionici 103, 206
- › Scovolino 75, 81, 82
- › Self-ligating 221, 222
- › Seno mascellare 246, 247, 248, 253, 271, 276
- › Sensibilità pulpo-dentinale 30
- › Sequenza aminoacidica (RGD) 211
- › Sequiossido di Ittrio 212
- › Sialolitiasi 32
- › Sialoperossidasi 32
- › Sigillanti 75, 83, 95
- › Siliconi 150, 152, 154, 157, 158, 160, 161, 162, 163, 164, 165, 178, 289, 319, 323
- › Sistemi colloidali 14
- › Sito implantare 270, 272, 276
- › SLA (sclerosi laterale amiotrofica) 94
- › Slot 219, 220, 221, 224
- › SLS (Selective Laser Sintering) 238
- › SMA (Shape Memory Alloys) 227, 228, 229
- › Smalto 14, 19, 20, 24, 25, 26, 27, 28, 30, 32, 51, 52, 55, 70, 75, 77, 78, 79, 83, 87, 88, 102, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109, 110,

- 111, 112, 113, 114, 138, 186, 189, 190, 191, 193, 195, 271
- › **SME (Shape Memory Effect)** 226, 227
- › **Solidi** 12, 13, 14, 64, 76, 79, 131, 153, 169, 186, 331
 - amorfi 13
 - covalenti 13
 - cristallini 13
 - elastici 14
 - ionici 13
 - isotropici 52
 - metallici 13
 - molecolari 13
- › **Solubilità** 13, 16, 27, 76, 77, 85, 87, 88, 89, 131, 167, 175, 180, 189, 250, 288
- › **Soluto** 13, 14, 153
- › **Solvente** 13, 14, 55, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 125, 153, 155, 176, 180, 191
- › **Sostituti ossei** 246, 248, 249, 252
- › **Spacing** 210
- › **Spazzolino** 75, 79, 80, 81
- › **Spugna di titanio** 208
- › **Stabilità**
 - dimensionale 90, 132, 149, 157, 158, 160, 161, 162, 163, 164, 166, 169, 175, 191, 301
 - elettrochimica 206
- › **Stati di aggregazione** 14, 90
 - gassoso 12
 - liquido 12
 - solido 12
- › **Stato di equilibrio** 13, 166
- › **STL (Standard Triangulation Language To Layer)** 236, 238, 261
- › **Stress meccanico (compressione o stiramento)**, 275
- › **Strumento** 41, 42, 45, 51, 56, 59, 80, 120, 121, 122, 123, 124, 125, 128, 130, 135, 198, 200, 202, 231, 258, 267, 269, 275, 276, 277, 286, 287, 290, 295, 307, 326
- › **Substrato** 69, 100, 101, 102, 103, 104, 107, 108, 110, 111, 113, 116, 143, 145, 211, 212, 254, 293
- › **Subunità** 211, 311, 313, 314, 315, 316

T

- › **Tartaro** 32, 81, 272, 275, 276
- › **Tecniche nano-strutturali** 210
- › **Tenacità** 47, 98, 175, 206, 208

- › **Tensione superficiale** 13, 15, 79, 83, 102, 127, 163, 165, 188, 296
- › **Tessuto** 25, 27, 28, 29, 30, 60, 61, 62, 63, 67, 68, 72, 102, 103, 104, 108, 119, 131, 132, 138, 205, 206, 211, 212, 216, 217, 245, 246, 247, 248, 249, 250, 251, 252, 254, 255, 256, 257, 258, 259, 260, 261, 263, 267, 268, 269, 270, 271, 272, 274, 275, 280
 - **connettivo** 25, 26, 27, 28, 61, 62, 63, 209, 217, 245
 - **dentale** 25, 100, 198, 201, 202, 283, 317
 - **fibro-connettivale** 205
 - **pulpale** 28, 31, 68, 77, 119, 255
- › **Test** 45, 46, 47, 48, 50, 57, 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 71, 72, 80, 81, 89, 92, 114, 124, 131, 144, 150, 232, 233, 236, 240, 248, 251, 259, 273, 277, 296
 - **del Creep** 92
 - **della flessione a tre punti (3PB)** 49
 - **di Ames** 63, 64, 66
 - **di biocompatibilità** 62
 - **di Buehler** 68
 - **di citotossicità** 64, 66, 67
 - **di durezza Brinell** 50, 51
 - **di durezza Knoop** 50, 51
 - **di durezza Rockwell** 50, 51
 - **di durezza Shore A** 50, 51
 - **di durezza Vickers** 50, 51
 - **di Magnuson-Kligman** 68
 - **di screening o iniziali** 64, 75
 - **di tensione diametrica** 48
 - **patch** 70, 72
 - **secondari** 67
 - **solido caricato di punta** 48
- › **Tip** 221, 224
- › **Titanio** 59, 69, 70, 71, 119, 123, 155, 158, 177, 178, 181, 183, 184, 187, 188, 195, 205, 206, 207, 208, 209, 210, 211, 212, 213, 225, 226, 231, 238, 240, 242, 271, 297, 298, 308, 314
 - **commercialmente puro (cpTi)** 206
- › **TMA (titanium-molibdenum alloy)** 228, 229, 230, 231
- › **Torque** 124, 209, 221, 224, 233, 241
- › **Trasduzione ultrasonica** 275
- › **Triclosan** 79, 80
- › **Trisma** 178, 276
- › **Trombospondina** 211

- › **Turnover** 249
- › **TVA (Tubo Verticale Autobloccante)** 236

U

- › **Ultrasuoni** 119, 125, 142, 276, 277, 291, 332

V

- › **Vibrazioni** 125, 202, 275, 280
- › **Vinculina** 211
- › **Viscosità** 13, 15, 85, 86, 88, 95, 98, 99, 102, 104, 133, 135, 144, 149, 156, 157, 158, 159, 160, 161, 162, 164, 168, 177, 180, 187, 188, 189
- › **Vitronectina** 211
- › **Volume atomico** 206, 208

X

- › **Xerostomia** 69

Z

- › **Zirconio** 212
- › **Zirconia** 141, 191, 212, 289, 298
- › **Zirconio** 140, 141, 145, 187, 188, 191, 195, 206, 207, 208, 210, 212, 231, 289, 298
- › **Zolfo (S)** 131, 157, 158, 177, 185, 216

GLOSSARIO

A

Accessori: elementi ausiliari della tecnica modulare ortodontica, ad esempio legature, elastici, molle, trazioni extra-orali, archi linguali ecc.

Adenosina monofosfato ciclico (cAMP): secondo messaggero intracellulare.

Adesione: (fis.) attrazione fra le molecole di corpi a contatto. L'adesione ha valori massimi per contatto fra corpi solidi e liquidi (per esempio l'acqua bagna i corpi per adesione), ma si manifesta talora in maniera sensibile anche fra solidi e solidi e fra solidi e gas.
(biol.) Capacità delle cellule di aderire con altre cellule o con la matrice extracellulare mediante il legame tra recettori e ligandi. L'adesione tra le cellule può essere stabile, come quella tra le cellule dello stesso tessuto oppure può essere reversibile, come quella che si verifica tra i granulociti e le cellule endoteliali durante il processo infiammatorio acuto. L'adesione stabile tra le cellule di uno stesso tipo istologico è determinata dalla formazione delle giunzioni intercellulari (Gap Junctions), che comprendono desmosomi, giunzioni intermedie, giunzioni

strette (tight junction), costituite da molecole di adesione cellulare (CAM). L'adesione reversibile tra cellule di diversa origine istologica è sempre mediata dalle CAM, che si diversificano, come tipo di molecole coinvolte, da quelle che mediano il legame tra cellule dello stesso tipo. Ad esempio i granulociti neutrofili aderiscono alle cellule endoteliali stabilendo un legame tra le integrine, che sono proteine transmembrana presenti sulla loro superficie, e le immunoglobuline (ICAM; VCAM) presenti sulle cellule endoteliali. L'adesione tra le cellule e la matrice extracellulare avviene tramite le integrine presenti sulle cellule e i componenti della matrice (fibronectina o laminina, collagene, glicosioaminoglicani).

Adsorbimento: addensamento spontaneo di sostanze disciolte o gassose in prossimità di una superficie solida. La sostanza si ferma all'esterno della membrana della cellula. Non servono recettori.

Alligazione: meccanismo di rafforzamento consistente nell'aggiunta di elementi (detti "alliganti") a reticoli cristallini di ferro, carbonio, argento ecc. Tali elementi tendono a distorcere il reticolo del solvente, ostacolando

il moto delle dislocazioni e offrono così una maggiore resistenza al materiale.

Allotropismo: proprietà di un elemento o di un composto chimico di esistere in due o più forme o strutture, la cui stabilità è generalmente dipendente dalla temperatura. Le diverse forme di una stessa sostanza sono dette allotropiche.

Apatite: minerale con formula generica $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3[\text{F}, \text{OH}, \text{Cl}]$. L'idrossiapatite è un composto di notevole importanza in ambito medico e biologico poiché la sua struttura è squisitamente legata al fosfato basico di calcio, componente principale delle ossa. Le apatiti vanno considerate strutture ioniche e di conseguenza sono caratterizzate da un elevato punto di fusione (oltre i 1400 °C) e notevole durezza.

Architettura degli impianti: forma dell'impianto che è generata dalla geometria del corpo implantare e dal suo profilo; ad essa si aggiunge la microarchitettura o microtopografia della superficie dell'impianto.

Arco linguale: apparecchio ausiliario fisso o rimovibile che viene costruito di norma sulle bande di sestri inferiori; l'arco corre all'interno dell'arcata inferiore toccando le facce linguali dei denti, incisivi compresi ed è indicato soprattutto per mantenere la lunghezza dell'arcata in quanto consente il controllo dell'ancoraggio molare trasversale, sagittale o verticale. Inoltre viene utilizzato come mantentore di spazio fino alla crescita dei denti permanenti, ad esempio per evitare che i molari si spostino in avanti rubando spazio ai premolari che devono ancora erompere. Molto spesso presenta delle anse a U, mesiali ai primi molari che offrono la possibilità di adattamento

in direzione sagittale. È un apparecchio versatile che può essere modificato con l'aggiunta di molle (ad esempio per spingere in avanti gli incisivi), oppure può essere munito di bracci laterali con o senza elici (tipo bi helix) per ottenere il controllo dell'espansione mono o bilaterale dell'arcata o l'espansione selettiva di uno o più elementi dentari.

Assorbimento: (chim.) fenomeno per cui due sostanze in diverso stato di aggregazione si compenetrano (per esempio acqua e ammoniaca). Assorbimento di un gas nei liquidi. (biol.) processo che segue alla digestione e per il quale le sostanze alimentari, rese solubili, entrano in circolo. Negli animali organi assorbenti sono i villi intestinali. La sostanza entra nella cellula attraverso la membrana. (fis.) fenomeno per cui parte della luce che arriva su un corpo è trattenuta dal corpo stesso.

B

Bagnabilità: la bagnabilità è un proprietà molto importante dei materiali e può essere definita come l'abilità con cui riescono a lasciarsi bagnare uniformemente e in maniera stabile da un liquido. La bagnabilità, favorita da basse energie interfacciali, elevate energie superficiali e modeste tensioni superficiali, a parità di liquido bagnante e di tipo di materiale solido, risulta fortemente influenzata dallo stato di levigatezza e dalla presenza di impurità sulla superficie del materiale stesso.

Banda: sottile anello di metallo, generalmente in acciaio, che serve ad assicurare gli attacchi ortodontici. Eventuali attacchi ausiliari (ad esempio bottoni linguali, tubi orizzontali per barra palatale, tubi verticali per arco linguale etc.) sono generalmente

saldati o puntati alla banda, che è adattata al contorno del dente sul quale viene cementata.

Barra trans palatale: apparecchio mascellare, generalmente trans palatale, applicato ai primi molari utilizzato per mantenere i diametri trasversali ed incrementare l'ancoraggio. Con opportuni adattamenti è possibile modificare il torque dei primi molari, nonché ottenere lievi distalizzazioni degli stessi (barra palatale di Gosgharian).

Biocompatibilità: definisce la particolare proprietà di sostanze, organi o materiali, di essere ben tollerati da un organismo vivente e comprende l'idea dell'accettazione di un impianto artificiale da parte dei tessuti circostanti e da parte del corpo come un tutt'uno.

Bone Morphogenetic Protein (BMP): polipeptidi a basso peso molecolare che promuovono la formazione di osso endocondrale presumibilmente reclutando e stimolando localmente le cellule progenitrici della linea osteoblastica. Si conoscono più di 20 membri che possono essere raggruppati secondo l'omologia della loro sequenza. Regolano lo sviluppo dello scheletro nel periodo pre-natale e il rimodellamento e la guarigione dell'osso nella vita post-natale. Le BMP sono dei fattori di crescita ed appartengono alla famiglia del TGF- β (transforming growth factor-beta), escluse le BMP-1. Le BMP, fattori essenziali nell'osteogenesi, implicate soprattutto nel differenziamento degli osteoblasti, nella rigenerazione ossea e nella guarigione delle fratture; coinvolte in processi di apoptosi a carico degli osteoblasti stessi. L'apoptosi è importante nello sviluppo e nel rimodellamento dello scheletro ed è essenziale per l'eliminazione degli osteoblasti durante lo sviluppo. Le BMPs svolgono i loro effetti biologici

attraverso il legame con recettori transmembranali, che sono strettamente correlati sia come funzione che come struttura con i recettori del TGF- β . La difficoltà nella guarigione ossea in seguito ad un trauma può essere correlata ad un'anormale struttura o ad un'insufficiente quantità sia delle stesse BMP sia del loro recettore, che ad una combinazione dei due fattori. Nell'uomo i geni per le varie BMP sono localizzati su cromosomi diversi, anche se non ci sono molte differenze per quanto riguarda la loro funzione. Nell'uomo, il gene per la BMP1 è localizzato sul cromosoma 8, quello per la BMP2 sul cromosoma 20, per la BMP3 sul cromosoma 4 o 7, per la BMP4 sul cromosoma 14, per la BMP7 sul cromosoma 20. Riassumendo, le funzioni delle BMP sono:

- reclutamento e stimolazione delle cellule progenitrici degli osteoblasti;
- regolazione del differenziamento osteogenico;
- formazione e maturazione del tessuto scheletrico;
- rigenerazione ossea nelle fratture;
- a basse dosi, differenziamento delle cellule mesodermiche in adipociti;
- a basse dosi, differenziamento delle cellule mesodermiche in condrociti e condroblasti.

Bracket: attacco ortodontico applicato ad un dente direttamente con il bonding, o per mezzo di una banda allo scopo di ingaggiare in esso un arco ortodontico. Il bracket viene fabbricato in metallo, ceramica o resina.

C

CAD/CAM: in ingegneria, l'espressione CAD/CAM si riferisce all'impiego congiunto e integrato di sistemi software per la progettazione assistita da computer (Computer-Aided

Design, CAD) e fabbricazione assistita dal computer (Computer-Aided Manufacturing, CAM). L'uso di sistemi integrati di CAD/CAM rende più semplice il trasferimento di informazioni dalla prima alla seconda fase del processo. Queste fasi sono molto importanti per il conseguimento di un progetto e per sviluppi soprattutto nel campo dell'automazione.

Caderine: proteine che intervengono nella adesione cellulare. Le caderine mediano le interazioni omofiliche calcio-dipendenti tra cellule dello stesso isotipo, per esempio tra le endoteliali vascolari (VE-caderine). Recentemente studi su topi knock-out hanno dimostrato che una deficienza di VE-caderine induce apoptosi endoteliale e porta a morte l'embrione.

Carica superficiale: indica il rapporto tra la carica elettrica (Q) distribuita su una superficie qualsiasi e l'area (S) della superficie stessa. Si misura, considerando le grandezze in C/m², dove C sta per Coulomb.

Carico di rottura: il carico di rottura (detto anche forza di rottura o sollecitazione a rottura) è il limite, in termini di forza o sollecitazione esterna applicata, oltre il quale un materiale risulta definitivamente inservibile dal punto di vista della resistenza.

Coating: rivestimento applicato alla superficie di un materiale generalmente riferito ad un substarto.

Collagene: famiglia di proteine fibrose presenti in tutti gli organismi pluricellulari. Sono soprattutto secrete dalle cellule del tessuto connettivo, ma possono essere sintetizzate anche da altri tipi cellulari. È la componente più rappresentativa nella cute e nell'osso, ed, in generale, sono le proteine più abbondanti nei mammiferi. Le

molecole sono costituite da 3 catene polipeptidiche (catene) organizzate in tripla elica. Le catene sono molto ricche di residui di prolina, idrossiprolina e glicina, essenziali per la formazione della super-elica. Sono stati identificati almeno 25 tipi diversi di catene α codificate da geni diversi in combinazioni diverse nei vari tessuti a formare 20 tipi di collagene. Per la loro sintesi è indispensabile la presenza della vitamina c. Infatti in caso di carenza di vitamina c, si ha difficoltà e inadeguatezza nel processo di guarigione delle ferite. Le catene di collagene sono sintetizzate in forma di procollagene più lungo che subisce modificazioni post-trasduzionali essenziali per la secrezione (allontanamento residui N- e C-terminali) e la formazione di fibrille (idrossilazione dei residui di prolina). Le molecole di collagene si uniscono a formare le fibrille, che a loro volta si uniscono a formare le fibre. Queste ultime si uniscono a formare fasci simili ai cavi, visibili al microscopio come fibre collagene. Il collagene è catabolizzato dalle collagenasi, enzimi prodotti da diverse cellule (fibroblasti, macrofagi, cellule epiteliali ed endoteliali) oppure da proteasi non specifiche. Le collagenasi, prodotte in forma inattiva, sono attivate da proteasi come tripsina e plasmina ed inibite da α 2-macroglobulina, 1-antitripsina, β 1-globulina, fibronectina. I principali tipi di collagene sono i seguenti.

- › Collagene tipo I, presente nelle ossa, nella cute e nei tendini. Costituisce le cicatrici mature.
- › Collagene tipo II, presente nella cartilagine, nell'umor vitreo e nel nucleo polposo.
- › Collagene tipo III, presente nei tessuti elastici (vasi, utero, tratto gastroenterico). È il primo collagene che compare nella guarigione delle ferite.
- › Collagene tipo IV, presente nelle membrane basali.
- › Collagene tipo V, presente nei tessuti interstiziali.

- › Collagene tipo VI, presente nei tessuti connettivi.
- › Collagene tipo VII, presente nelle fibrille di ancoraggio.
- › Collagene tipo VIII, prodotto dagli endoteli.
- › Collagene tipo IX, presente nella cartilagine
- › Collagene tipo X, presente nella cartilagine in via di mineralizzazione.

Il collagene ha diverse funzioni.

- › Supporto fisico: quando è necessaria la resistenza si ha prevalentemente il collagene I, quando è necessaria la plasticità si ha prevalentemente il collagene III.
- › Legandosi alla superficie delle cellule modula la morfogenesi, la chemiotassi, l'adesione, l'aggregazione piastrinica, la coesione cellulare, il fenotipo delle cellule.

Composito: materiale a base resinosa costituito da più sostanze semplici e dotato di proprietà chimico fisiche differenti a livello macroscopico e strutturale, generalmente polimerizzabile per addizione, fotopolimerizzabile o autopolimerizzabile, utilizzato per il bonding dei bracket.

Contatti focali: sono quei punti in cui il contatto tra cellula e metaplasma si fa più intimo, stante la presenza di numerose integrine e, di conseguenza, numerosi filamenti di actina all'interno della parete cellulare, e fasci di fibronectina all'esterno. I contatti focali svolgono un'importante funzione nella regolazione della trasmissione di impulsi fra cellule adiacenti, influiscono sull'inibizione da contatto e sull'espressione genica.

Corrosione metallica: il termine corrosione (dal latino *com-particella* indicante insistenza e *rodere*: per "consumare") indica un processo di logoramento lento e continuo di un materiale, che ha come conseguenze il peggioramento delle caratteristiche del materiale

coinvolto. Questo fenomeno interessa diversi materiali, ma la forma di corrosione per anonomasia è quella a cui sono soggetti i materiali metallici (cioè i metalli e le loro leghe). La corrosione di questi ultimi può essere definita come un processo di degradazione e ricomposizione con altri elementi.

CVU (Cerniera Verticale

Universale): nuovo tipo di attacco ortodontico interattivo con l'arco linguale ed auto legante costituito da un tubo verticale (ricevente l'arco) munito di due alette malleabili di arresto, che una volta ripiegate garantiscono il blocco del dispositivo in essa contenuto. Ideata da P. De Simone nel 2003, viene utilizzata per rendere disinseribile verticalmente gli archi linguali dal cavo orale.

D

Densità: la densità di un corpo (spesso indicata dal simbolo ρ o anche δ , e chiamata più correttamente massa volumica o massa specifica) è definita come il rapporto tra la massa del corpo ed il volume del medesimo corpo.

Dimero: è l'unione tra due sostanze con la stessa struttura chimica, tra le quali si forma un legame. Caratteristico è il dimero di pirimidina che si forma a carico del DNA in seguito all'esposizione ai raggi ultravioletti (UV). Gli UV (lunghezza d'onda 200-400 nm) hanno un'energia insufficiente a determinare ionizzazione delle molecole, ma sufficiente a porle in uno stato di eccitazione di breve durata e per farle reagire chimicamente. Nella macromolecola del DNA, l'assorbimento di fotoni con lunghezza d'onda nel range di 200-300 nm comporta l'eccitazione delle basi pirimidiniche (timina e citosina) che possono reagire con una pirimidina vicina per dare origine a un dimero di pirimidina del tipo ciclobutano (timina-timina, timina-citosina, citosina-citosina). I

dimeri formati nell'ambito del DNA sono chimicamente stabili, il che può comportare una mutazione o una delezione durante la duplicazione del DNA. Dimero è anche il glutatione ossidato, che è la combinazione tra due molecole di glutatione ridotto, con formazione di un ponte disolfuro. Allo stesso modo si può formare tra due catene proteiche uguali o diverse, con formazione di un ponte disolfuro tra due aminoacidi uguali, esempio cisteina-cisteina.

DSC (Calorimetro a Scansione

Differenziale): è lo strumento utilizzato nelle analisi termiche, in grado di misurare proprietà e temperature di transizione dei fili caricati.

E

Effetto piezoelettrico: fenomeno che si verifica nei cristalli che non presentano un centro di simmetria. Questi, sottoposti ad uno stress meccanico (compressione o stiramento) producono una carica elettrica; al contrario, quando sottoposti ad un campo elettrico vanno incontro a deformazione meccanica (la sostanza si contrae o si espande).

Elettroerosione: tecnologia di lavorazione non convenzionale che utilizza le capacità erosive delle scariche elettriche. Per la particolarità del principio, questa tecnologia è in grado di lavorare solo materiali fortemente conduttori: essenzialmente i metalli.

Espansore: di tipologia sia fissa che mobile è l'apparecchio posto sul palato costituito da una placca palatale munita di una vite in metallo con al centro un forellino per l'inserimento di un'apposita chiavetta che consente l'espansione, con una frequenza stabilita dall'ortodontista, variabile dai 7 giorni al mese. Con l'allargamento dell'apparecchio si ottiene un'espansione palatale che permette spesso di ottenere

lo spazio in più necessario al riallineamento dentario. Questo apparecchio provoca difficoltà nel mangiare, in quanto parte del cibo consumato si può incastrare nello spazio tra il palato e l'apparecchio, rendendo necessaria una pulizia accurata con un apposito scovolino.

F

Fase cubica a corpo centrale

(BCC): tipo di struttura cristallina elementare microscopica costituente un metallo. Appartengono alla BCC i materiali quali: Cromo, Ferro alfa, Molibdeno, Titanio beta, Sodio, Vanadio e Tungsteno. Altre strutture elementari cristalline sono: Cubico a facce centrate (FCC) a cui appartengono Alluminio, Argento, Oro, Rame, Ferro gamma, Nichel, Piombo e Platino; Esagonale compatto (HCP) a cui appartengono: Berillio, Cadmio, Magnesio, Zinco, Zirconio e Titanio alfa; Tetragonale a cui appartengono l'ossido di Zirconio e lo Stagno.

Fenotipi cellulari: insieme dei caratteri fisici di un individuo, determinati sia dal patrimonio genetico sia dall'azione ambientale.

Fibre di Sharpey: le fibre che originando dall'osso alveolare ed incrociandosi con quelle originate dal cemento, connettono le radici dentarie agli appositi alveoli.

Fibrillina: grossa proteina filamentosa secreta dai fibroblasti nella matrice extracellulare, costituente strutturale delle microfibrille, strutture di 10-12 nm presenti in molti tessuti e in particolare nella parete aortica, nel cristallino e nel periostio. Fornisce un'impalcatura per la deposizione dell'elastina.

Fibrinogeno: molecola altamente solubile presente nel plasma, sintetizzata dal fegato, viene convertita in monomero di fibrina dalla trombina.

Fibronectina: è la più importante glicoproteina presente nella matrice extracellulare (ECM) ed è costituita da due catene polipeptidiche unite da ponti di solfuro. La fibronectina è importante sia per l'adesione delle cellule alla matrice extracellulare che per la migrazione delle stesse. Esistono diverse isoforme di fibronectina, una viene indicata come "forma solubile", è presente nel sangue e svolge un ruolo importante nella coagulazione, nella riparazione delle ferite e nella fagocitosi; le altre isoforme vengono indicate come "forme insolubili", si assemblano in fibrille sulla superficie cellulare e si depositano nella matrice extracellulare. Per la formazione delle fibrille sono necessarie proteine aggiuntive, ad esempio le integrine. Nei fibroblasti le fibrille di fibronectina sono associate alle integrine in siti particolari denominati "adesioni fibrillari" che sono distinte dalle adesioni focali.

Fili: realizzati in diversi tipi di lega metallica a seconda del comportamento elastico desiderato per la costruzione degli archi ortodontici utilizzati allo scopo di guidare i movimenti dentali.

Forze di van der Waals: il nome viene dal fisico olandese Johannes Diderik van der Waals, sono caratterizzate in chimica da deboli forze di attrazione intermolecolare causata da dipoli elettrici molecolari indotti.

I

Idrofilia: proprietà fisica di sostanze che assorbono facilmente l'acqua, ad esempio gli zuccheri.

Idrofobicità: proprietà fisica di sostanze che respingono l'acqua, ad esempio gli acidi grassi. Le proteine e i fosfolipidi sono anfipatici in quanto contengono gruppi idrofili e idrofobi.

Impianti con superficie porosa: impianti endosse, generalmente costituiti da Titanio, che presentano una microsuperficie ruvida o porosa. La rugosità superficiale si può ottenere con tecniche sottrattive mediante sabbiatura con abrasivi di diversa natura, mordenzatura acida o elettrochimica oppure con la combinazione dei due o anche con tecniche additive, vale a dire la ricopertura della superficie con uno spray di plasma che, raffreddandosi, forma una trama molto ruvida.

Impianto dentale: struttura alloplastica metallica, generalmente in Titanio, atta ad essere inserita, mediante apposite frese, nella compagine ossea dei mascellari e fungere da radice artificiale, su cui verrà costruita la struttura protesica dentaria.

Impronta mucocompressa: è una metodica tendente a riprodurre, nelle arcate parzialmente edentule, le stesse condizioni che avvengono nella fibromucosa delle creste edentule durante la funzione masticatoria, equiparandole al grado di comprimibilità delle fibre parodontali. Il fine è quello di annullare il diverso grado di affondamento sotto carico tra selle libere e denti pilastro.

Impronta mucostatica: è la tecnica che prevede la rilevazione di impronte delle arcate edentule in condizioni di assenza di attività dinamico-pressorie ovvero di movimenti attivi della lingua, delle guance e delle labbra; tali movimenti possono provocare sfavorevoli scorrimenti della mucosa dal relativo supporto osseo. Lo scopo è quello di ottenere la massima estensione di alcuni bordi della protesi.

In-out: termine che identifica il movimento di rotazione dentale. Generalmente per uno spostamento "In" s'intende una mesio-rotazione, mentre per uno

spostamento "Out" s'intende una disto-rotazione.

Integrine: proteine di adesione espresse sulla superficie citoplasmatica, permettono l'adesione al substrato. Presentano una grande affinità per alcune sequenze aminoacidiche, quella più nota è Arginina-Glicina-acido Aspartico (RGD).

L

Lega austenitica: la composizione base dell'acciaio inox austenitico è il 18% di Cr e l'8% di Ni. Una percentuale del 2-3% di molibdeno permette la formazione di carburi di molibdeno migliori rispetto a quelli di cromo, grazie a questa proprietà un filo può esercitare una forza costante indipendentemente dal fatto che venga più o meno deflesso.

Lega martensitica: lega al cromo (dall'11 al 18% circa) con carbonio relativamente elevato, contenente piccole quantità di altre sostanze. Tipici elementi in essi presenti sono manganese, silicio, cromo e molibdeno. L'acciaio inox martensitico ha caratteristiche meccaniche molto elevate ed è ben lavorabile con le macchine. Esso è l'unico acciaio inox che può prendere la tempra e pertanto aumentare le sue proprietà meccaniche (carico di rottura, carico di snervamento, durezza) mediante trattamento termico, cioè soggetto ad attivazione fornita dal calore del cavo orale.

Lega Ti 6Al 4V: presenta minor biocompatibilità, ma maggior resistenza tensile e tenacità rispetto al titanio commercialmente puro, è prossima al comportamento meccanico delle leghe Cr/Co.

Legami ionici: sono legami chimici di natura elettrostatica che si formano quando le caratteristiche chimico-fisiche di due atomi sono nettamente differenti, e

vi è soprattutto una grande differenza di elettronegatività tra i componenti.

Low-friction: sono apparecchiature a bassa frizione in cui l'arco privo di legature metalliche o elastiche, è libero di scorrere liberamente all'interno dello slot, l'unica frizione che subisce l'arco è determinata dal contatto dello slot ed è tanto maggiore quanto maggiore è il disallineamento.

M

Malleabilità: è una proprietà fisica della materia che indica la capacità di un corpo o di un materiale (in particolare di un metallo) di essere facilmente deformabile e riducibile in strati laminiformi sottili senza che le proprietà meccaniche del materiale ne risentano.

Matrice extracellulare: componente extracellulare dei tessuti, in particolare di quello connettivale. È ricca di proteine quali collagene di tipo I, fibronectina, condronectina e trombospodina. La matrice cellulare regola la motilità e la migrazione delle cellule endoteliali durante l'angiogenesi.

Medium: terreno di coltura. Mezzo in cui decorre qualsiasi reazione chimica, o attraverso cui agisce una forza. Materiale di trasporto di un impulso, un'informazione o una sostanza.

Metalli di Transizione: nella tavola periodica degli elementi, sulla base della loro posizione, possiamo individuare gli elementi cosiddetti di transizione, i quali sono caratterizzati dalla presenza di un elettrone nell'orbitale d. Essi hanno simile configurazione orbitale elettronica e quindi simili proprietà chimiche. Hanno numeri atomici compresi fra 21 e 30, 39 e 48, 72 e 80, e appartengono ai gruppi dal 3 al

12 (o equivalentemente dal IIIB al IIB) della tavola periodica. Degli attuali elementi conosciuti sono ben 59 ed hanno in comune l'aspetto metallico, perciò sono spesso chiamati metalli di transizione.

Metaplasma: sostanza elaborata dalla cellula che riempie gli interstizi tra le cellule stesse

MIM (Metal Injection Molding): metodo di produzione dei bracket e dei tubi. Il processo MIM è sicuramente quello più utilizzato in scala industriale; l'acciaio in polvere con un riempitivo in plastica è iniettato in uno stampo; queste parti stampate, completamente formate (ma il 20% più grandi rispetto alla dimensione finale), vengono inserite in un forno per rimuovere i riempitivi in plastica ed estratte dagli stampi con le dimensioni esatte. Tolleranze infinitesimali garantiscono una notevole precisione di torque, rotazione e dimensioni del bracket, che mantiene la sua precisione durante l'intero processo di Metal Injection Molding.

Modificazione allotropica: capacità di un materiale di cambiare la propria forma cristallina.

Modulo di elasticità: il modulo di elasticità (o modulo di Young) è una grandezza caratteristica di un materiale che ne esprime la rigidità, calcolata mediante il rapporto tra tensione e deformazione nel caso di condizioni di carico mono assiale ed in caso di comportamento del materiale di tipo "elastico".

Molecole di adesione: le cellule aderiscono tra loro per organizzarsi in tessuti ed organi, per costruire circuiti neurologici, per comunicare la presenza di agenti estranei etc. L'adesione delle cellule con altri elementi cellulari o con substrati non cellulari (matrice extracellulare)

è una forma molto comune di comunicazione. Lo scopo è quello di "informare" le cellule su particolari funzioni o azioni biologiche. L'adesione da questo punto di vista non è altro che la stretta correlazione tra messaggeri esterni e messaggeri endocellulari. Sia che questo processo si realizzi tramite il legame di un recettore ad un ligando (ormone, neurotrasmettitore, citochina etc.) o ad un altro recettore la risposta cellulare è sempre legata ai sistemi che sono collegati al recettore e da questo ai mediatori endocellulari. Le molecole di adesione si raggruppano in 4 famiglie differenti per caratteristiche strutturali e biochimiche: integrine, caderine, immunoglobuline e selettine. Le integrine sono un gruppo di recettori costituiti da due subunità (α e β) che possono eterodimerizzare in più di 20 combinazioni. Ad esempio le integrine $\alpha\beta3$ sono di particolare importanza nel legame tra la cellula e la matrice, nel mantenere la sopravvivenza della cellula e anche nel processo di angiogenesi; sono dei recettori per un gruppo di proteine che hanno esposta la sequenza RGD, tra cui fibronectina, vitronectina, laminina, fattore di von Willebrand, fibrinogeno e collagene denaturato. Inibiscono l'attività sia di p53 che di p21, inibitore del ciclo cellulare p53-inducibile, mentre aumentano il rapporto Bcl2/Bax, portando ad un effetto anti-apoptotico.

Molecole elettroneutrali: in chimica, il principio di elettroneutralità asserisce: nelle molecole stabili e nei cristalli, la carica di ciascun atomo è il più possibile vicino a zero (cioè 0, -1 oppure +1). Neutralizzazione degli anioni per perdita di elettroni; la neutralizzazione si manifesta all'anodo durante l'elettrolisi.

N

Ni-Ti: lega Nichel Titanio utilizzata in ortodonzia per la realizzazione degli archi preformati con memoria elastica di forma.

O

Omeostasi: è la capacità di un sistema, sia aperto che chiuso, di regolare il proprio ambiente interno e di mantenere una condizione stabile e costante.

Ossidazione anodica:

procedimento di ossidazione di un metallo per immersione in un bagno elettrolitico e collegamento di esso al polo positivo, ove si libera ossigeno.

Osteoblasti: cellule specializzate nella produzione di tessuto osseo. Hanno forma globosica o poliedrica, monostratificata; tendono a giustapporsi l'un l'altro rivestendo piccole aree di matrice ossea, formando il cosiddetto fronte di mineralizzazione. Gli osteoblasti sintetizzano le varie componenti tessutali, sia fibrose che amorfe, partecipando alla formazione dell'osteoido e alla regolazione dei processi di mineralizzazione dello stesso. L'osteoido è dato da un supporto di fibre di collagene allineate a formare una matrice organica, sulla quale si legano i cristalli di idrossiapatite ed altre componenti minerali.

Osteocalcina: proteina non collagene dell'osso, prodotta dagli osteoblasti. È associata alla matrice dell'osso e coinvolta nel processo di mineralizzazione. È misurabile nel siero e viene usata come marcatore sensibile e specifico dell'attività degli osteoblasti.

Osteogenesi a distanza: la nuova formazione di osso avviene sulla superficie ossea preesistente, quindi la superficie implantare presenta aree di separazione dal nuovo tessuto osseo per

l'interposizione di tessuto connettivale. Questo fenomeno è tipico degli impianti endossei con superficie liscia.

Osteogenesi per contatto: la nuova formazione di osso avviene direttamente sulla superficie dell'impianto. Questo fenomeno è tipico degli impianti endossei con superficie porosa.

Osteointegrazione: processo biologico caratterizzato, durante la funzione da un diretto, rigido, asintomatico contatto osso/impianto dentale, senza interposizione di tessuto fibroso.

Osteopontina: è una glicoproteina che, insieme al collagene, all'albumina e all'osteocalcina, fa parte della matrice organica dell'osso. È prodotta dagli osteoblasti in risposta allo stimolo fornito dalla vitamina D e si lega strettamente all'idrossiapatite: in questa maniera essa è coinvolta nell'ancoraggio degli osteoclasti alla componente minerale della matrice ossea. Infatti, la vitronectina, recettore specifico per l'osteopontina, è preferenzialmente espressa negli osteoclasti. Inoltre, l'osteopontina è una proteina della matrice sottoendoteliale capace di legare le piastrine e i linfociti B mediante l'integrina $\alpha\beta 3$.

P

Paxillina: proteina di adesione.

Pellicola acquisita: è un sottile strato di materiale organico amicrobico che, depositandosi sullo smalto dentario, gli conferisce una carica elettrica negativa.

Piezosurgery: è un dispositivo che consente di tagliare l'osso attraverso vibrazioni ultrasoniche.

Potere assorbente: rapporto tra la quantità di energia raggiante che viene assorbita da un corpo

e quella che cade sulla sua superficie.

Processo Kroll: nel 1937, Kroll mette a punto un processo di produzione del titanio metallico puro basato sulla riduzione di tetracloruro di titanio con magnesio (il magnesio bolle a 1120°C e il cloruro di magnesio fonde a 711°C); l'odierno processo Kroll è cambiato pochissimo da quello sviluppato agli inizi del Novecento. L'elevata purezza del magnesio utilizzato ed il range di temperatura coinvolto nel processo sono condizioni molto vantaggiose per la produzione industriale di spugna di titanio a partire da $TiCl_4$.

Proteine collageniche:

rappresentano circa un terzo dell'intera componente proteica degli organismi animali superiori, appaiono organizzate in fasce di fibre, tipiche della matrice connettivale, dalla quale dipende il controllo della distribuzione delle forze applicate agli organismi dall'esterno e dall'interno. La loro concentrazione e il modo di interagire con gli altri componenti della matrice extracellulare condiziona fortemente la proprietà dei diversi tessuti.

Puntatrice elettrica: la puntatrice ortodontica è in grado di saldare acciaio, TMA, nickel-titanio, oro, ottone e leghe utilizzate nel settore dentale usando appositi elettrodi specifici a seconda dei diversi metalli da saldare. È possibile effettuare anche una puntatura a frequenza impostando la potenza il numero e la durata degli impulsi ed anche il tempo che intercorre tra un impulso e l'altro. La macchina è in grado di garantire una saldatura autogena (ovvero con partecipazione attiva del metallo), ottenuta per pressione a resistenza elettrica puntiforme, senza apporto di materiale diverso dal metallo base. La

puntatrice viene utilizzata per saldare gli attacchi, i bracket, i tubi e le molle alle bande, inoltre con l'utilizzo di apposite pinze la macchina può eseguire la tempra su archi ortodontici ed elettrobrasature, utilizzando saldame comune.

R

Residui epiteliali del Malassez:

ammassi epiteliali derivanti dalla lamina dentale di Hertwig

Resilienza: indica nella tecnologia metallurgica la capacità di un metallo di resistere alle forze che vi vengono applicate. In campo ortodontico, esprime la capacità di riadattamento di un arco, di una molla o di un filo.

Resistenza meccanica: la resistenza meccanica è il massimo sforzo che un generico materiale, sotto forma di provino, è in grado di sopportare prima della rottura. La resistenza meccanica dei materiali ai vari tipi di sollecitazione può essere misurata con prove specifiche di compressione, trazione, flessione, taglio e torsione, pertanto si parlerà rispettivamente di resistenza a compressione, resistenza a trazione ecc.

Riabilitazione implantoprotesica: struttura protesica dentaria supportata o ritenuta da impianti dentali.

Rigidità: è definita come il momento di una particella diviso la carica ($R = p/Z$). Le particelle ad alta energia sono più rigide di quelle a bassa energia. Due particelle con lo stesso momento possono avere rigidità diversa a seconda della carica: quella con carica superiore è meno rigida. In ortodonzia per materiali rigidi si intendono tutti i materiali con scarso grado di elasticità e di resilienza. Resistenza che oppone un corpo alla deformazione elastica provocata da una forza applicata.

S

Saldatrice Laser: il nome laser deriva dalle iniziali di alcune parole in lingua inglese che spiegano il fenomeno fisico dell'amplificazione di luce mediante emissione stimolata di radiazioni: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation. Il fascio laser permette di saldare in modo preciso, con un binoculare in spazi ridotti. Eseguendo sui dispositivi ortodontici saldature "Laser", si annullano i rischi di bimetallismo che possono essere presenti con le tradizionali saldature a base d'argento.

Saliva miscelata: è la saliva totale dalla quale sono stati rimossi, attraverso la centrifugazione, gli elementi contaminanti.

Saliva pura: è la saliva prelevata direttamente dal dotto salivare

Self-ligating: sistema di bracket che permette di tenere l'arco nello slot senza l'ausilio di legature elastiche o metalliche mediante un meccanismo a serratura o sportellino.

Sequenza aminoacidica (RGD): nota come Arginina-Glicina-acido Aspartico (RGD). È stata individuata in molecole quali: Fibrinogeno, Fibronectina, Trombospondina, Osteopontina, Vitronectina, Collagene Tipo I, Fibrillina e Laminina.

Sialolitiassi: condizione caratterizzata dalla formazione di calcoli nei dotti salivari.

Slot: parte del bracket costituito da una scanalatura a sezione rettangolare per l'inserimento dei fili metallici e/o degli archi linguali. Lo slot ha dimensioni variabili a seconda della tecnica utilizzata (ad esempio 18x22, 18x25, 22x28) e può essere programmato per trasferire ai

denti informazioni di primo, secondo e terzo ordine, oppure non programmato (o standard).

SLS (Selective Laser Sintering): è la macchina per prototipazione rapida a sinterizzazione selettiva mediante laser, questo tipo di macchine operano per addizione di materiale, con la possibilità di poter ottenere forme anche molto complesse, impossibili da realizzare con le lavorazioni tradizionali, semplicemente aggiungendo materiale strato per strato; si parla, infatti, di layered manufacturing (fabbricazione stratificata) mediante un laser sinterizzatore.

SMA (Shape Memory Alloys): indica le leghe a memoria di forma che sono molto utilizzate nella realizzazione di sistemi intelligenti, grazie alle loro particolari proprietà. Esse, infatti, sono in grado di rilevare stimoli termici, meccanici, magnetici o elettrici e di reagire ad essi tramite risposte predeterminate. Il termine memoria di forma si riferisce alla capacità di tali leghe di ricordare la forma originaria, anche dopo aver subito deformazioni significative.

SME (Shape Memory Effect): indica l'effetto a memoria di forma esercitato dagli archi realizzati in lega a memoria di forma.

STL (Standard Triangulation Language To Layer): è uno standard grafico che descrive l'oggetto tramite una decomposizione in triangoli delle superfici che lo compongono. In pratica le superfici del pezzo vengono "meshate" ("mesh" significa "maglia") con elementi triangolari. Approssimativamente il numero di questi triangoli è tanto maggiore quanto meglio si vuole approssimare la superficie. Lo standard STL è attualmente lo standard accettato da quasi tutti i sistemi di prototipazione rapida in commercio.

Substrato: terreno o altro corpo solido su cui si muovono o si ancorano organismi viventi.

T

Tecniche nano strutturali: fanno riferimento ad un insieme di tecnologie, tecniche e processi che richiedono un approccio multidisciplinare e consentono la creazione e utilizzazione di materiali, dispositivi e sistemi con dimensioni a livello nanometrico. Con le nanotecnologie è possibile osservare, misurare e manipolare la materia su scala atomica e molecolare.

1 nanometro (nm) è infatti un milionesimo di metro e corrisponde all'incirca a 10 volte la grandezza dell'atomo dell'idrogeno, mentre le dimensioni di una proteina semplice sono intorno a 10 nm. Il mondo delle nanotecnologie è quello compreso tra 1 e 100 nanometri e sono "nanoprodotti" quei materiali o dispositivi nei quali vi è almeno un componente funzionale con dimensioni inferiori a 100 nm.

Tenacità: o energia di lavoro o lavoro di frattura, è la quantità di energia necessaria a fratturare una data sezione di materiale. È connessa con la capacità di un materiale di resistere alla propagazione di fessure nella propria compagine atomica, indica quindi la capacità di assorbire energia.

Tip: termine che identifica il movimento di inclinazione ed angolazione dell'asse lungo la corona del dente, senza controllo del movimento della radice.

Titanio commercialmente puro: è il materiale più comunemente utilizzato nella pratica clinica implantoprotesica. Costituito dal 99,75% di Titanio e dalla restante parte da Ossigeno, Ferro, Azoto e Carbonio.

TMA (Titanium-Molibdenum-Alloy): lega in titanio stabilizzato in fase beta contiene, oltre all'80% di titanio, l'11% di molibdeno, il 6% di zirconio e il 4% di stagno. Introdotta nel campo ortodontico nel 1980, in quanto offre una combinazione molto favorevole di forza ed alta elasticità, questa proprietà lo rende il materiale ottimale per molle ausiliarie e archi.

Torque: spostamento dell'apice radicolare prodotto tramite la torsione di un arco quadrato o rettangolare oppure per mezzo di bracket programmati come nella tecnica straight wire. Con gli archi rotondi è possibile ottenere il torque con l'uso di apposite molle ausiliarie. Si definisce torque "attivo" quando l'inserzione dell'arco nel bracket esercita un movimento torcente, "passivo" quando l'inserzione è inerte. Le pieghe di terzo ordine sono le manipolazioni di torsione del filo ortodontico che permettono il controllo del torque.

Trombospondina (TSP): famiglia di glicoproteine extracellulari leganti il Ca^{2+} di cui sono stati individuati 5 membri. La TSP-1 è il maggior componente dei granuli α delle piastrine, viene rilasciato dopo l'attivazione ed è coinvolta nella risposta infiammatoria. Più recentemente è stato dimostrato che le TSP sono molecole inibitorie del processo angiogenetico, sia fisiologico che tumorale. La TSP-1 inibisce la formazione di nuovi vasi agendo o in modo diretto, bloccando la migrazione ed inducendo apoptosi nelle cellule endoteliali, o in modo indiretto, inibendo la mobilitazione dei fattori pro-angiogenici ed il loro legame con i recettori sugli endotelioцитi. Fa parte degli inibitori dell'angiogenesi.

TVA (Tubo Verticale Autobloccante): ad inserzione verticale, versione aggiornata

della Cerniera Verticale Universale, ottimizzata grazie alle informazioni ed ai risultati forniti dalle indagini cliniche condotte sul dispositivo. Il TVA è munito di due alette autobloccanti (self-locking flaps) che non necessitano di essere ripiegate e capaci di garantire la stabilizzazione dell'arco linguale in esso contenuto e di renderlo disinseribile in senso verticale. Il meccanismo di ancoraggio avviene per la frizione che le alette autobloccanti riescono ad esercitare sull'arco, consentono un avanzamento delle prestazioni tecniche rispetto alla CVU che invece presenta il limite di dover ripiegare le alette di arresto malleabili. Il dispositivo, ideato da Pasquale De Simone, ha conseguito il brevetto europeo nel 2008 da EPO European Patent Office.

V

Vinculina: proteina deputata all'ancoraggio dei filamenti di actina del citoscheletro alla membrana cellulare.

Vitronectina: glicoproteina presente sulla membrana plasmatica, nella matrice extracellulare e nelle placche aterosclerotiche; è simile alla fibronectina ed è una delle principali proteine di adesione cellulare. Contribuisce alla regolazione dei sistemi immunitario ed emostatico; infatti, inibisce il complemento ed è la principale proteina legante e stabilizzante l'inibitore dell'attivatore del plasminogeno.

Volume atomico: è una misura dello spazio occupato dal nucleo e degli elettroni dell'atomo, è un'indicazione qualitativa delle dimensioni di un atomo, è calcolato dividendo il peso atomico di un elemento per la sua densità, il valore ottenuto dipende dalla temperatura

e dalla struttura cristallina dell'elemento.

X

Xerostomia: condizione caratterizzata da scarsa ed alterata secrezione salivare.

Z

Zirconio: metallo di colore biancastro, tetravalente, si ottiene per elaborazione chimica dello zircone ($ZrSiO_4$). Può dare origine al biossido di Zirconio (ZrO_2) – denominato Zirconia composto anfotero. La zirconia spesso è stabilizzata con 6% di moli di ossido di Ittrio (Y_2O_3).

Zolfo (S): elemento del sistema periodico degli elementi contenuto nei materiali da impronta.

RINGRAZIAMENTI

Si ringraziano:

- › dottor Massimo Albanese
- › dottor Luigi Ciavarelli
- › odontotecnico Tonino D'Alicandro
- › dottor Antonio De Gemmis
- › odontotecnico Pasquale De Simone
- › dottor Roberto Duina
- › dottor Maurizio Ferrante
- › dottor Massimiliano Li Vigni
- › dottoressa Camilla Pecora
- › professor Adriano Piattelli con la sua équipe
- › dottor Giovanni Rigoni
- › dottor Alberto Rossetto
- › dottor Paolo Trentini
- › odontotecnico Nino Vadalà
- › odontotecnico Pippo Vadalà

MATERIALI E TECNOLOGIE ODONTOSTOMATOLOGICHE

Ventuno sedi universitarie

hanno aderito a questo progetto ed hanno collaborato attivamente fornendo ciascuna il suo materiale didattico.

Il risultato è questo volume che è pubblicato sotto il Patrocinio del Collegio dei Docenti di Odontoiatria.

*Brescia
Cagliari
Chieti*

*Ferrara
Foggia
L'Aquila
Messina
Milano-Bicocca*

*Milano S. Raffaele
Napoli Federico II*

*Pavia
Piemonte Orientale
Politecnica delle Marche*

*Roma Cattolica del Sacro Cuore
Roma Sapienza
Roma Tor Vergata*

Sassari

*Siena
Torino*

Trieste

Verona

**Corrado Paganelli, Giorgio Gastaldi
Gloria Denotti
Giuseppe Spoto, Antonio Scarano,
Morena Petrini
Santo Catapano, Nicola Mobilio
Lorenzo Lo Muzio
Mario Baldi
Domenico Cicciù
Marco Baldoni, Dorina Lauritano,
Alessandro Leonida
Enrico Gherlone, Loris Prosper
Alberto Laino, Roberto De Santis,
Antonio Gloria
Paolo Menghini, Giuseppe Merlati
Carmen Mortellaro
Francesco Sampalmieri,
Andrea Santarelli
Francesco Somma, Luca Marigo
Licia Manzon
Saverio Giovanni Condò,
Loredana Cerroni
Edoardo Baldoni,
Massimo Corigliano
Marco Ferrari, Cecilia Goracci
Gianmario Schierano,
Roberto Perotti
Elettra Dorigo De Stefano,
Lorenzo Breschi
Daniele De Santis**

ISBN 978-88-901598-6-2



50,00 €

OH