



MATERIALI E TECNOLOGIE ODONTOSTOMATOLOGICHE PER IGIENISTA DENTALE



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 PER IGIENISTA DENTALE

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

Referente di Disciplina
Giuseppe Spoto



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



© copyright 2013



Collegio dei Docenti di Odontoiatria

Viale Regina Elena 287/A
Roma

ISBN 9788890815973

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

Pronto Stampa
Italia

Finito di stampare nel mese di aprile 2013

PREFAZIONE

La crescente richiesta di un libro di Materiali Dentari dedicato al Corso di Laurea in Igiene Dentale unita alla necessità di una comunicazione efficace tra tutti i membri del team odontoiatrico ha ispirato la produzione di questo testo.

Il manuale è sviluppato in modo da trattare tutti gli argomenti della disciplina suggeriti dal Presidente della Commissione Nazionale dei Corsi di Laurea in Igiene Dentale, Prof. Mario Giannoni, e dal Prof. Corrado Paganelli, coordinatore del *focus group* sui programmi didattici e Presidente eletto del Council of European Chief Dental, in maniera specifica per gli studenti del corso di laurea e per gli assistenti di studio odontoiatrico.

Particolare importanza è stata data ai temi inerenti la terapia parodontale non chirurgica, la prevenzione in odontoiatria e l'utilizzo del laser

come adiuvante l'igiene professionale.

Il testo è indicato anche per tutti i professionisti, odontoiatri ed odontotecnici, che necessitano di un breve ma efficace aggiornamento sui materiali dentari.

Particolare ringraziamento va alla Dott.ssa Morena Petrini e al Dott. Maurizio Ferrante che hanno curato la sintesi e la riorganizzazione di alcuni capitoli presenti nel libro di materiali dentari dedicato al CLOPD, in modo tale da renderli meglio fruibili dagli studenti del Corso di Laurea in Igiene Dentale.

Un ulteriore plauso va alla Prof.ssa Livia Ottolenghi, che ha seguito fin dall'inizio il progetto, e a tutti gli autori del Libro che, sotto il Patrocinio del Collegio dei Docenti, rappresentato dalla Prof.ssa Antonella Polimeni, hanno contribuito alla nascita di questo volume.

Giuseppe Spoto

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

PRESENTAZIONE

In rappresentanza della nostra Comunità Accademica sono a presentare il volume edito da Ariesdue “Materiali e Tecnologie Odontostomatologiche per Igienista Dentale” che vede la luce grazie all’impegno del Prof. Giuseppe Spoto, Rappresentante della Disciplina in seno alla Giunta del Collegio dei Docenti di Odontoiatria, che ha coordinato un ampio gruppo di Colleghi delle Università Italiane impegnati nell’insegnamento di Materiali e Tecnologie Protetiche e di Laboratorio.

Il progetto di una serie di testi destinati all’offerta formativa odontoiatrica nasce da un’idea del nostro Past President Prof. Elettra De Stefano Dorigo, Professore Ordinario di Materiali Dentari, e vede in questo “nuovo nato” la prosecuzione del suddetto progetto che, nel 2011 ha visto la pubblicazione dell’omologo “Materiali e Tecnologie Odontostomatologiche” destinato agli Studenti del Corso di Laurea Magistrale in Odontoiatria e Protesi Dentaria. La partecipazione della maggior parte degli Atenei testimonia la volontà di continuare su questa linea che vuole sottolineare l’importanza di un supporto fondamentale, quale è un testo didattico, differenziato per “core curriculum” ed obiettivo formativo.

Questo manuale dedicato ai nostri Studenti dei Corsi di Laurea in Igiene Dentale sarà sicuramente molto utile anche a coloro che sono già inseriti nel mondo professionale.

Nel ringraziare i Colleghi di tutte le sedi Universitarie che hanno partecipato, auspico che altre Discipline si ispirino e continuino il progetto.

Antonella Polimeni

*Professore Ordinario “Sapienza” Università di Roma
Presidente del Collegio dei Docenti di Odontoiatria*

PRESENTAZIONE

Questo testo, particolarmente indicato per la formazione degli igienisti dentali, segue a breve l'analogo dedicato agli studenti del Corso di Laurea Magistrale in Odontoiatria e Protesi Dentaria, entrambi concepiti sotto l'egida del Collegio dei Docenti di Odontoiatria.

In esso vengono raccolti ed illustrati in modo particolarmente agile e fruibile, i principali concetti che regolano il complesso mondo dei materiali dentari, largamente impiegati nei trattamenti odontoiatrici ed in particolare nelle procedure preventive, peculiari della professione dell'igienista dentale.

L'opera colma un vuoto di cultura e di mercato che da tanto tempo si era manifestato e viene salutato con entusiasmo, proprio perché dedicato a coloro, che più di altri, si giovano principalmente dei materiali per prevenire le patologie del cavo orale maggiormente incidenti e pertanto particolarmente costose per la società, in termini di sofferenza, insorgenza di complicanze, denaro ed astensione dal lavoro, talvolta particolarmente impegnative da gestire.

L'igienista dentale, sempre sensibile all'evoluzione merceologica e proiettato verso la tecnologia ed il progresso, saprà certamente apprezzare questo strumento, che nella sua moderna versione commerciale permette di affiancare costantemente la professione, permettendo una rapida ed esauriva consultazione.

Mario Giannoni

*Presidente della Commissione Nazionale
dei Corsi di Laurea in Igiene Dentale*

INDICE

CAPITOLO 1

FISIOPATOLOGIA DELL'APPARATO STOMATOGNATICO

1.1 Anatomia dell'apparato stomatognatico	9
1.2 Saliva	10
1.3 Placca batterica	11

CAPITOLO 2

PROPRIETÀ E BIOCAMPATIBILITÀ DEI MATERIALI DENTARI

2.1 Proprietà della materia	13
2.1.1 Polimeri e polimerizzazione	14
2.2 Proprietà dei materiali dentari	15
2.2.1 Proprietà meccaniche:	
Curva sforzo-deformazione	15
2.2.1.1 Test e misurazione delle caratteristiche meccaniche dei materiali	16
2.2.1.2 Frattura per fatica	16
2.2.1.3 Caratteristiche meccaniche di superficie	16
2.2.3 Proprietà termiche	16
2.2.4 Proprietà ottiche	16
2.2.5 Proprietà elettriche	16
2.3 Biocompatibilità dei materiali dentari	17
2.3.1 Biocompatibilità di alcuni materiali dentari	17

CAPITOLO 3

MATERIALI PER LA TERAPIA RESTAURATIVA

3.1 Cementi dentari e le loro numerose applicazioni	19
3.2 Amalgama	19
3.2.1 Tossicità dell'amalgama	20
3.3 Resine composite ed adesivi smalto-dentinali	20
3.3.1 Resine composite	20
3.3.2 Adesivi smalto-dentinali	22
3.4 Sigillanti	23

3.5 Materiali per la terapia endodontica	23
3.5.1 Materiali usati nella preparazione del canale radicolare	23
3.5.1.1 Diga di gomma	23
3.5.1.2 Strumenti per la preparazione della cavità d'accesso	23
3.5.1.3 Strumenti per l'alesaggio dei canali radicolari	24
3.5.2 Irriganti canalari	24
3.5.3 Medicazioni intermedie	25
3.5.4 Materiali per l'otturazione canalare	25
3.5.5 Materiali per il ritrattamento endodontico	26
3.5.6 Materiali utilizzati per il trattamento dell'apice immaturo e il trattamento vitale della polpa	26

CAPITOLO 4

MATERIALI PER LA TERAPIA PROTESICA

4.1 Materiali da impronta	27
4.1.1 Classificazione dei materiali da impronta	27
4.1.2 Materiali da impronta non elastici o rigidi	28
4.1.3 Materiali da impronta elastici	28
4.1.4 Idrocolloidi reversibili: agar-agar	28
4.1.5 Idrocolloidi irreversibili: alginati	28
4.1.6 Elastomeri di sintesi	29
4.1.7 Materiali da impronta termoplastici	29
4.2 Gessi dentali	30
4.3 Cere dentali	31
4.4 Resine	31
4.5 Leghe	32
4.5.1 Struttura e proprietà delle leghe	32
4.5.2 Leghe auree per manufatti protesici	32
4.5.3 Leghe di metalli di base e acciai	33
4.5.4 Fusioni per resina e porcellana	33
4.6 Ceramiche	33
4.7 Strumenti rotanti in odontoiatria	34
4.7.1 Frese e punte	34
4.7.2 Turbine e contrangoli	35

4.8	Materiali per l'implantologia	36
4.8.1	Il titanio: struttura chimica-fisica-meccanica	36
4.8.2	Impianti dentari	36
4.9	CAD-CAM	37

CAPITOLO 5 ASPETTI GIURIDICI E RISCHIO INFETTIVO

5.1	Disinfezione e sterilizzazione dei materiali da impronta e accessori	41
5.2	Valutazione del rischio (Art. 271 D.L.vo 81)	41
5.3	Obblighi del datore di lavoro	42
5.4	Codice della privacy - Decreto legislativo n.196/2003	43

CAPITOLO 6 MATERIALI PER L'IGIENE ORALE DOMICILIARE

6.1	Prevenzione primaria, secondaria e terziaria	45
6.1.1	Fluoro	45
6.1.2	Dentifricio	48
6.1.3	Collutorio	49
6.1.4	Rivelatori di placca	50
6.1.5	Spazzolino	50
6.1.6	Filo interdentale e scovolino	51
6.1.7	Dolcificanti non zuccheri	52
6.1.8	Sigillanti	53

CAPITOLO 7 MATERIALI PER L'IGIENE ORALE PROFESSIONALE

7.1	Curette ed altri strumenti manuali per la rimozione del tartaro	55
7.2	Strumenti per l'igiene degli impianti dentali	57
7.3	Air-polishing	58

7.4	Scaler sonici ed ultrasonici	58
7.4.1	Considerazioni cliniche	59
7.5	Trattamento dell'erosione dentaria	60
7.6	Trattamento dell'ipersensibilità dentinale	60
7.7	Il laser quale strumento per l'igiene orale	61
7.7.1	Indicazioni terapeutiche in igiene orale	62
7.7.2	Considerazioni sulla liceità dell'utilizzo del laser da parte delle igienista dentale	63

CAPITOLO 8 MATERIALI PER LA VALUTAZIONE E IL TRATTAMENTO DELL'ALITOSI

8.1	Valutazione dell'alitosi	65
8.2	Trattamento dell'alitosi	66

CAPITOLO 9 MATERIALI E TECNOLOGIE PER GLI SBIANCAMENTI DENTALI

9.1	Lo sbiancamento	67
9.2	Il trattamento professionale	67
9.2.1	Detersione professionale delle superfici dentali	67
9.2.2	Lo sbiancamento professionale	68
9.2.2.1	Il perossido di idrogeno	68
9.2.2.2	Il perossido di carbamide	69
9.2.2.3	Gli effetti collaterali	69
9.2.2.4	Metodi per accelerare il processo di sbiancamento	70
9.3	Lo sbiancamento dei denti non vitali	70
9.4	Lo sbiancamento domiciliare	71
9.5	I trattamenti fai-da-te	72
9.5.1	Dentifrici sbiancanti	72
9.5.2	Collutori sbiancanti	72
9.5.3	Fili interdentali, spazzolini e gomme da masticare	72
9.5.4	Strisce sbiancanti (whitening strips)	73

FISIOPATOLOGIA DELL'APPARATO STOMATOGNATICO

1.1 Anatomia dell'apparato stomatognatico

Il complesso dento-parodontale è costituito da denti e apparato parodontale.

I **denti** sono costituiti delle seguenti parti:

- › **corona**: è la parte visibile nel cavo orale ed è costituita da smalto, dentina, polpa camerale;
- › **colletto** o giunzione amelo-cementizia: è il punto di passaggio tra corona e radice, ovvero il confine tra smalto che ricopre la corona ed il cemento radicolare (a volte vi è esposizione di porzioni di dentina);
- › **radice**: è la parte del dente inserita nell'osso alveolare ed è costituita da cemento, dentina, polpa radicolare.

L'**apparato parodontale** è composto da:

- › **gengiva**, 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;
- › **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;
- › **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.

In base alla morfologia e funzione, i denti si distinguono in:

- › **incisivi**: a forma di scalpello, la loro funzione è di in-

cidere, tagliare il cibo;

- › **canini**: hanno una corona simile ad una lancia. Sono fondamentali nell'occlusione, costituiscono infatti la cosiddetta "guida canina", ovvero permettono la disclusione fra le arcate dentarie nei movimenti di lateralità;
- › **premolari**: sono così chiamati perché precedono i molari, e possiedono caratteristiche intermedie tra i molari ed i canini. Insieme ai molari costituiscono il tavolato 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;
- › **molari**: prendono il nome dalla loro funzione di "mola", possiedono infatti un tavolato occlusale utile alla triturazione ed allo sminuzzamento del cibo. Contribuiscono al mantenimento della dimensione verticale di occlusione.

I **tessuti dentali** sono:

- › **smalto**: costituisce il rivestimento esterno del dente. È il tessuto più altamente mineralizzato del corpo ed è formato per circa il 96% da materiale inorganico, principalmente cristalli di idrossiapatite. È altamente fragile e molto suscettibile alla demineralizzazione in un ambiente acido creato ad esempio dai microrganismi;
- › **dentina**: 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. È un tessuto finalizzato a fornire sostegno al dente e resistere alle pressioni estreme esercitate nel processo di masticazione. A contrario dello smalto è in grado di autoripararsi.
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;
- › **polpa**: è un tessuto connettivo lasso, costituito da cellule immerse in una matrice di sostanza fondamentale e fibre proteiche di collagene e da fluidi, frutto dell'alta vascolarizzazione, che ne rappresenta circa il 75% in peso. È altamente innervato. Al suo interno sono presenti gli odontoblasti, i cui processi si estendono all'interno dei tubuli dentinali.
Vi sono grandi evidenze, dal punto di vista embriologico, dello sviluppo, strutturale e funzionale, che inducono a considerare polpa e dentina come un unico complesso pulpo-dentinale;
- › **cemento**: è il tessuto fermamente attaccato alla dentina radicolare attraverso 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;
- › **legamento parodontale**: la funzione primaria del legamento parodontale è quella di ancorare il dente ai processi alveolari. Altre funzioni del legamento paro-

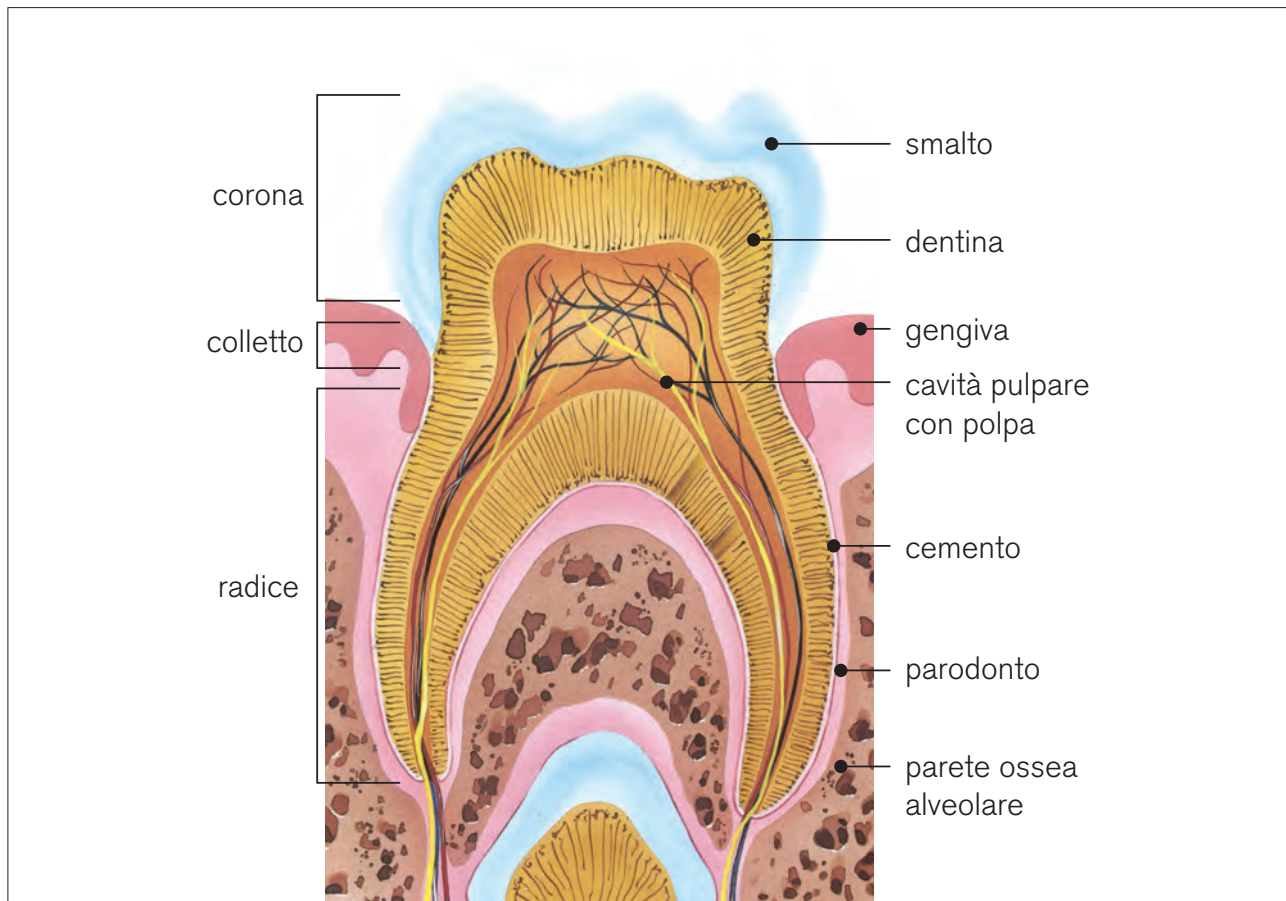


FIG. 1 Anatomia dell'apparato stomatognatico.

dontale sono quella nutritiva, poiché comunica con i vasi sanguigni e linfatici, ed omeostatica;

- **processo alveolare:** è la porzione dei mascellari che fornisce l'alloggio ai denti, ovvero gli alveoli.

1.2 Saliva

È il fluido prodotto con una frequenza di flusso compresa tra 300-1500 ml/24h.

È secreto nel 90-95% dalle ghiandole salivari maggiori: la parotide, la ghiandola sottomandibolare e la sottolinguale; le ghiandole salivari minori sono, invece, diffuse nella mucosa orale.

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 (tra cui gli enzimi) e lipidi (0,30-0,34%).

È fondamentale per l'omeostasi grazie alla sua azione di:

- lubrificazione: 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 supersatura di calcio e fosfati);
- escrezione di sostanze (tra cui anche droghe e farmaci);
- protezione.

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 sialolitiiasi);
 - 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);
 - altre proteine e peptidi quali anticorpi (immunoglobuline), fosfatasi, γ -glutamyl transpeptidasi, e fattori di crescita.
- quelle di origine mucosa contenute nella saliva sono rappresentate principalmente dalle mucine (le cui azioni biologiche includono il rivestimento).

1.3 Placca batterica

La placca batterica è un complesso costituito da batteri e proteine che nelle prime fasi si deposita sui denti grazie alla presenza della pellicola acquisita.

La pellicola acquisita è un sottile film acellulare superficiale, costituita dalla deposizione di proteine salivari sull'idrossiapatite; inizialmente gelatinosa, a causa della coprecipitazione delle proteine con il calcio insolubile ed i sali di fosfato, va incontro a calcificazione.

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.

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

- Anastasia M, Calderari G. *Materiali Dentari*. Roma: Antonio Delfino Editore; 2002.
- 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, Ritchie H. The nature and functional significance of dentin extracellular matrix proteins. *Int J Dev Biol*. 1995 Feb;39(1):169-79.
- Butler WT. Dentin-specific proteins. *Methods Enzymol*. 1987;145:290-303.
- Casasco A, Calligaro A, Casasco M, Menghini P, Marchetti C, Poggi P, Springall DR, Polak JM. Immunocytochemical detection of proteina p38 in human dental pulp. *Arch Oral Biol*. 1990;35:635-638.
- Casasco E. *Citologia-Istologia*. Pavia: La Goliardica Pavese ed; 1989.
- 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.
- De Rysky S, Mongiorgi R, Menghini P, Piacentini C, Sapelli PL, Foresti E. Etude cristallographique et ultramicroscopique (SEM) des calcifications pulpaire: résultats préliminaires. *Bull GIRS* 1981;24:89-102.
- Evans JR, Wetz JH, Wilko RA. *Atlante di Odontoiatria Operativa*. Milano: Scienza e tecnica dentistica ed. internazionali; 1989.
- Fonzi L. *Anatomia dell'apparato stomatognatico*. Milano: Edi-Ermes ed; 1990.
- 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.
- 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.
- Hoppenbrouwers PM, Driessens FC, Borggreven JM. The mineral solubility of human tooth roots. *Arch Oral Biol*. 1987;32(5):319-22.
- 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.
- 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.
- Lautrou A. *Anatomia Dentaria*. Milano: Masson; 1982.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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-Ermes 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.
- 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.
- Piacentini C, Menghini P, De Rysky S, Zeroli C. Observations au microscope électronique 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.
- 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.
- 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.
- Schneyer LH, Levin LK. Rate of secretion of exogenously stimulated salivary gland pairs of man. *J Appl Physiol* 1955;7(6):609-613.
- Schroeder HE. *The Periodontium*. Berlin: Springer Verlag; 1986. pp. 23-127.
- Smith DC, Williams DF. *Biocompatibility of Dental Materials*. Vol. I. Boca Raton (FL): CRC Press inc; 1982.
- Sodek J, McKee MD. Molecular and cellular biology of alveolar bone. *Periodontol* 2000. 2000 Oct;24:99-126.
- 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.
- Ten Cate AR, Ten Cate R, Copeland E. *Oral histology: Development, Structure and Function*. 2nd ed. St. Louis: CV Mosby Inc; 1998.
- Termine JD, Belcourt AB, Christner PJ, Conn KM, Nylen 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.
- Toffenetti F. *La conservativa*. Manuale Atlante. Milano: Istituto per la Comunicazione Audiovisiva; 1983.
- Tzifas D. Basic mechanisms of cytodifferentiation and dentinogenesis during dental pulp repair. *Int J Dev Biol*. 1995 Feb;39(1):281-90.
- 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

PROPRIETÀ E BIOCOMPATIBILITÀ DEI MATERIALI DENTARI

2.1 Proprietà 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. 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. 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 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 (fig. 1):

- › **Atomico**
 - **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.
 - **Dativo:** si determina quando la coppia di elettroni che genera il legame viene fornita solo da uno dei due atomi coinvolti.
- › **Elettrostatico**
 - **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.
 - **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.
 - **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.
- › **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. 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.

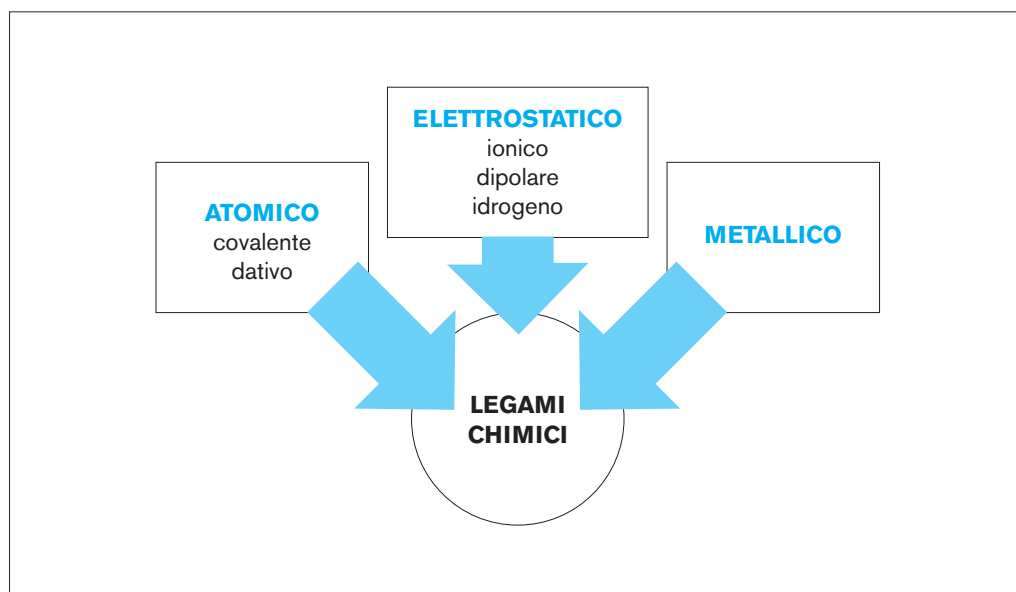


FIG. 1 Tipologia di legami chimici esistenti in natura.

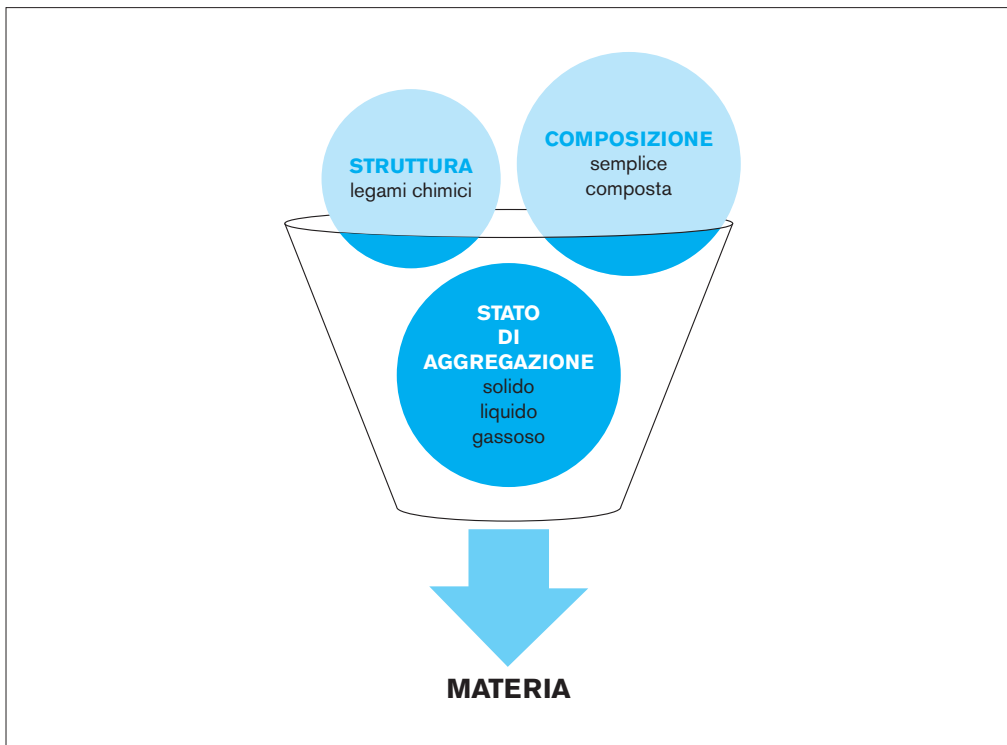


FIG. 2 Fattori che caratterizzano la materia.

La materia si caratterizza per:

- › composizione: è dipendente dal tipo o dagli atomi che vengono coinvolti;
- › struttura: si determina dal tipo o dai tipi di legame che si instaurano tra gli atomi;
- › stato di aggregazione: rappresenta la condizione fisica in cui le sostanze possono presentarsi: solida, liquida e gassosa.
- › **Soluzioni:** 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, presente in maggiore quantità, che ha lo stesso stato di aggregazione dell'intera soluzione, mentre il soluto è la componente in differente stato di aggregazione.
- › **Sistema colloidale:** è formato da due fasi, una si trova dispersa nell'altra allo stato di particelle aventi dimensioni comprese tra 10 Å e 10.000 Å. È uno stato della materia caratterizzato dalla presenza di particelle con un altissimo grado di suddivisione benché dotate di carica elettrica ed energia di superficie.
- › **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. Esistono due meccanismi di adesione:
 - chimica: si realizza con il coinvolgimento di atomi e molecole;
 - meccanica: si ottiene mediante l'incastro o la penetrazione di una fase nella superficie dell'altra.
- › **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.
- › **Coesione:** è la forza di attrazione che si crea tra le particelle elementari di una stessa sostanza.
- › **Tensione superficiale del liquido:** è il lavoro richiesto per incrementare di una unità l'area della superficie fra un liquido e un solido, tra un liquido ed un gas
- › **Bagnabilità 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.
- › **Capillarità:** rappresenta la capacità dei liquidi di penetrare in tubi sottili, in fessure o in spazi ristretti tra due piani affacciati. Le forze in gioco che si manifestano in tale fenomeno sono la coesione, l'adesione e la tensione superficiale.
- › **Viscosità:** è una grandezza fisica che indica la resistenza allo scorrimento ed è dipendente dal tipo di fluido e dalla temperatura.

2.1.1 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, i monomeri, ripetute nella molecola al fine di ottenere determinate proprietà chimiche e fisiche. In base alla loro composizione, si distinguono in:

- › omopolimero, la catena polimerica costituita da un singolo tipo di monomero;
- › copolimero, la catena determinata da due differenti unità monomeriche; a sua volta può distinguersi in:
 - statistici: dove la distribuzione dei due monomeri è casuale;
 - alternanti: costituiti da sequenze regolarmente alternate delle due unità monometriche;
 - a blocchi: formati da sequenze di blocchi delle due unità monometriche;
 - 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.

La maggiorparte delle reazioni di polimerizzazione possono essere distinte in:

- › condensazione: vi 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.
- › addizione: 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.

Ciascuna reazione di polimerizzazione può essere distinta in tre stadi.

- › 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.
- › Di accrescimento: si svolge per continua addizione dei singoli monomeri.
- › 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.

2.2 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.

2.2.1 Proprietà meccaniche: curva sforzo-deformazione

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.

Il risultato grafico della prova esprime:

- › in ordinata la forza P , espressa in Newton per l'area della sezione del campione A , espressa in m^2 , rappresenta lo sforzo, tensione s , e si misura in N/m^2 ;
- › in ascissa la variazione di lunghezza l rispetto alla lunghezza iniziale l_0 , rappresenta la deformazione.

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. Può essere distinta in:
 - 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;
 - frattura duttile: si verifica dopo apprezzabili deformazioni plastiche. Si propaga lentamente ed è di solito accompagnata da strizione.

Caratteristiche meccaniche dei materiali ricavabili dalla "curva sforzo-deformazione"

- › **La tenacità:** rappresenta l'energia necessaria per sforzare il materiale fino al punto di frattura. Si rappresenta come l'area posta sotto alla curva sforzo-deformazione; tanto maggiore sarà l'area, tanto più tenace sarà il materiale.
- › **L'allungamento:** è la deformazione dovuta all'applicazione di una forza di trazione.
- › **Il modulo di elasticità**, o modulo di Young (E): definisce l'elasticità di un materiale. Può essere determinato su una curva sforzo-deformazione calcolando l'inclinazione del tratto lineare della curva. Più sono forti le forze di attrazione di base, più sono alti i valori del modulo di elasticità e più è rigido il materiale.
- › **Il coefficiente di strizione** (di Poisson) ν : è il rapporto fra le deformazioni assiale e laterale; indica come durante la deformazione elastica la riduzione della sezione è proporzionale all'allungamento.
- › **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.
- › **La resilienza:** è la resistenza che un materiale oppone alla deformazione permanente. Viene misurata mediante l'area del diagramma delimitata dal tratto elastico della curva sforzo-deformazione.

2.2.1.1 Test e misurazione delle caratteristiche meccaniche dei materiali

- › Prove di compressione
- › Prove di taglio
- › Prove di flessione
- › Prove di torsione o ritorcitura

2.2.1.2 Frattura per fatica

Un materiale può rompersi se sottoposto ad una sollecitazione ciclica con carichi ai quali resisterebbe indefinitamente se questi fossero applicati in maniera statica. In genere, le cause di una rottura ciclica sono da ricercare in imperfezioni del materiale che dapprima determinano lo sviluppo di microfratture con mantenimento della coesione, ma alla fine producono fratture macroscopiche e soluzioni di continuo. La resistenza a fatica è lo sforzo al quale un materiale si rompe dopo applicazione ripetuta di un carico.

2.2.1.3 Caratteristiche meccaniche di superficie

- › **La durezza:** racchiude molti significati (resistenza all'abrasione, alla trazione, lavorabilità ecc.). Le prove di durezza si dividono in tre grandi famiglie:
 - reazione elastica alla percussione;
 - resistenza alla scalfittura;
 - resistenza alla penetrazione.
- › **L'attrito:** è la forza che si manifesta 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.
- › **L'usura:** rappresenta la perdita progressiva di sostanza; risulta dalla rimozione e dal dislocamento di materiali causati dall'azione meccanica esercitata fra due o più corpi. Può distinguersi in:
 - adesiva: due superfici piane in contatto si toccano solo in un numero limitato di punti a causa dell'irregolarità superficiale microscopica;
 - abrasiva: quando tra due superfici a contatto siano presenti particelle dure esogene o endogene;
 - erosiva: se le particelle dure agiscono su una superficie trasportate da un getto liquido o gassoso si ha l'usura erosiva.

2.2.3 Proprietà termiche

- › **Coefficiente di espansione termica:** aumento di volume che si verifica all'aumentare della temperatura.
- › **Conducibilità termica:** è la capacità di un materiale nel condurre calore.

2.2.4 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). Le proprietà ottiche in ambito odontoiatrico, 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). 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).

2.2.5 Proprietà elettriche

- › **La conducibilità elettrica** di un materiale, chiamata anche conduttanza specifica, rappresenta la capacità di un materiale nel condurre una corrente elettrica.
- › **La resistenza specifica** o resistività: difficoltà che un materiale presenta nel condurre una corrente elettrica; si esprime in ohm-cm.
- › **Materiale dielettrico:** un materiale capace di procurare isolamento elettrico; 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.
- › **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. I metalli con un potenziale di elettrodo negativo elevato sono più resistenti alla perdita di lucentezza.
- › **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.

2.3 Biocompatibilità dei materiali dentari

Prima di tutto è bene distinguere tra:

- › biofunzionalità: si riferisce alle proprietà che un dispositivo deve avere per riprodurre una determinata funzione dal punto di vista fisico e meccanico;
- › 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 corpo-rei con cui vengono a contatto. La biocompatibilità è una misura della reazione dei tessuti biologici quando giungono a contatto con un elemento estraneo.

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; sono descritte tre categorie di 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;
- › “secondari”: 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;
- › “di utilizzo”: 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.

Le indagini di biocompatibilità devono analizzare molteplici aspetti dell'interazione organismo-biomateriale.

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;
- › alterazione funzionale: ad esempio 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);
- › alterazione morfologica: è l'ultima manifestazione del danno cellulare e si manifesta con la distruzione della membrana plasmatica.

Le cellule quando vengono stimolate da una noxa che determina un danno irreversibile possono andare incontro a morte per necrosi (processo passivo conseguente ad un danno grave) o per apoptosi (morte cellulare programmata, è un processo fisiologico).

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; il docu-

mento ANSI/ADA del 1982 si limita ai dispositivi odontoiatrici. Esso descrive tre categorie di test: “iniziali”, “secondari” e “di utilizzo”. I materiali che si sono rilevati promettenti ai test iniziali, 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.

2.3.1 Biocompatibilità di alcuni materiali dentari

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. I metalli più frequentemente responsabili di reazioni allergiche sono nichel, cobalto, cromo e mercurio. 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 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.

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.
- › 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
- › Archer RD. *Inorganic and Organometallic Polymers.* John Wiley and Sons; 2001.
- › Atkins PW, De Paula J. *Chimica fisica.* Bologna: Ed. Zanichelli; 2004.
- › 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.
- › Caputo AA, Standlee JP: *Biomechanics in clinical dentistry.* Chicago, 1987, Quintessence.
- › Champe PC, Harvey R, Ferrier DR. *Le basi della Biochimica.* Bologna: Ed. Zanichelli; 2006.

- Combe EC, Moser JB: The rheological characteristics of elastomeric impression materials, *J Dent Res* 57:221, 1978.
- Council on Dental Materials, Instruments and Equipment: Dentist's desk reference: materials, instruments and equipment, 2d ed. Chicago, 1983, American Dental Association
- Cowie G, Arrighi V. *Polymers: chemistry and physics of modern materials*. CRC Press; 2007.
- Craig RG. *Materiali per l'Odontoiatria Restaurativa*. Milano: Masson ed; 1998.
- 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, Powers JM: Wear of dental tissues and materials. *Int Dent J* 26:121, 1976.
- 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.
- 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.
- Ferracane JL, Moser JB, Greener EH: Rheology of composite restoratives, *J Dent Res* 60:1678, 1981.
- 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.
- 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.
- 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.
- Herfort TW, Gerberich WW, Macosko CW, Goodkind RJ: Tear strength of elastomeric impression materials, *J Prosthet Dent* 39:59, 1978.
- 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.
- Koran A, Craig RG: Dynamic mechanical properties of maxillofacial materials. *J Dent Res* 54:1216, 1975.
- Laird BB. *Chimica Generale*. New York: Ed. MacGraw-Hill; 2010.
- Lloyd CH, Adamson M: The development of fracture toughness and fracture strength in posterior restorative materials, *Dent Mater* 3:225, 1987
- 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.
- Mair LH, Vowles R: The effect of thermal cycling on the fracture toughness of seven composite restorative materials, *Dent Mater* 5:23, 1989.
- Marchese B. *Tecnologia dei materiali e chimica applicata*. Napoli: Liguori Editore; 1975.
- McCabe JF, Bowman AJ: The rheological properties of dental impression materials, *Br Dent J* 151:179, 1981.
- Menghini P, Battaini P. *Metallurgia in odontoiatria*. Milano: Masson ed; 1997.
- Murray PE, García Godoy C, García Godoy F. How is the biocompatibility of dental biomaterials evaluated? *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2007;1:12(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 dentari 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.
- Pearson GJ, Wills DJ, Braden M, McCabe JF: The relationship between the thermal properties of composite filling materials, *J Dent* 8:178, 1980.
- 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.
- Powers JM, Hostetler RW, Dennison JB: Thermal expansion of composite resins and sealants, *J Dent Res* 58:584, 1979.
- Ram Arie. *Fundamentals of polymer engineering*. Ed. Springer; 1997.
- Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. *Biomaterials Science*. San Diego: Elsevier Academic Press; 1996. pp. 133-170.
- Reichl FX, Durner J, Hickel 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, Hickel 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.
- Silberberg MS, Licoccia S. *Chimica. La natura molecolare della materia e delle sue trasformazioni*. New York: Ed. MacGraw-Hill; 2008.
- Southard TE, Southard KA, Stiles RN: Factors influencing the anterior composition 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.
- Spagnuolo G, D'Antò V, Rengo S. Citotossicità dei monomeri dentari. *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.
- Sperling LH. *Introduction to physical polymer science*. John Wiley and Sons; 2006.
- Stefanelli S, Rimondini L, in collaborazione con Piconi C, Zuppiroli A, Price JM, Carrassi A. *Dispositivi medici e assicurazione di qualità*. Milano: Masson; 1998.
- Tronstad 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.
- 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.
- Watts DC, Smith R: Thermal diffusion in some polyelectrolyte dental cements: the effect of powder/liquid ratio, *J Oral Rehabil* 11:285, 1984.
- Williams DF. On the mechanism of biocompatibility. *Biomaterials.* 2008 Jul;29(20):2941-53.
- Wu W, McKinney JE: Influence of chemicals on wear of dental composites, *J Dent Res* 61:1180,1982.

MATERIALI PER LA TERAPIA RESTAURATIVA

3.1 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.

Caratteristiche fondamentali che devono contraddistinguere tutti i cementi sono la biocompatibilità, la bassa solubilità, il potere isolante (termico, chimico, elettrico), e la resistenza alla compressione; altre proprietà particolari, invece, variano a seconda del particolare utilizzo:

- › cementi da sottofondo per isolamento di cavità, per otturazioni provvisorie e per otturazione dei canali radicolari in endodonzia:
 - compatibilità con il materiale da otturazione posto a contatto;
 - batteriostaticità;
 - radiopacità;
 - indurimento sufficientemente rapido per procedere all'otturazione con altro materiale;
- › cementi da fissaggio per protesi, intarsi e bande ortodontiche:
 - bassa viscosità;
 - pseudo plasticità;
 - elevata resistenza alla trazione;

I cementi possono trovarsi in commercio sotto diverse forme: polvere-liquido o a 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): sono in grado di garantire una efficace barriera termica sotto i restauri metallici (per esempio Amalgama). Non possono esser invece usati sotto i materiali da otturazione a base di resine composite in quanto ne inibiscono la polimerizzazione e ne variano il colore;

- › cementi a base di acido fosforico: tra questi si annoverano i cementi al fosfato di zinco, usati anche come cementi da sottofondo, in grado di garantire una buona barriera termica;
- › 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 poliacrilati: hanno 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 per la cementazione in protesi fissa e di bande ortodontiche;
 - i cementi vetroionomerici: oltre all'acido poliacrilico, i tre costituenti fondamentali dei cementi vetroionomerici sono la silice, l'allumina e la fluorite; 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. Inoltre, alcuni di essi hanno la capacità di rilasciare fluoro in forma ionica, caratteristica ritenuta utile per la prevenzione della carie. Sono 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;
- › cementi compositi: non differiscono di molto, se non per la fluidità e la capacità di essere ridotti in spessore sottile, dai materiali compositi da restaurazione. La reazione di indurimento è una polimerizzazione, che 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.

3.2 Amalgama

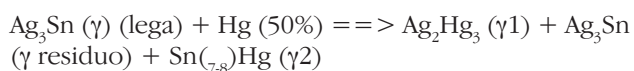
Il termine "amalgama", dal greco *málagma* (= impasto tenero), *malássa* (= io rammollisco), indica la miscela di mercurio (non più del 3%) con uno o più elementi, quasi sempre metalli tra cui:

- › argento (almeno 65%): 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;
- › stagno (fino al 29%): 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;
- › rame: la sua percentuale varia a seconda del tipo di

amalgama "a basso contenuto di rame o convenzionali (<6%)" e "ad alto contenuto di rame (6-30%)". Il rame permette una migliore stabilità dimensionale, aumenta la resistenza e la durezza del restauro e limita l'ossidazione, riducendo lo scorrimento;

- › zinco: la sua percentuale varia a seconda del tipo di amalgama: "contenenti zinco" $Zn > 0,01\%$ e "zinc free" $Zn < 0,01\%$. Qualora la reazione di condensazione avvenga in ambiente umido, aumenta la corrosione, ne determina l'espansione (ritardata) ma riduce l'ossidazione;
- › oro, platino, palladio ed indio possono essere presenti in percentuali inferiori al 2%.

Le particelle costitutive possono presentarsi in quattro forme ed essere quindi distinte in: trucioli, sferiche, sferoidali e miste. 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. La reazione può essere schematizzata con la seguente formula (per amalgami convenzionali di prima generazione):



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 $\pm 20 \mu m/cm$ (equivalente in valore percentuale a $\pm 0,2\%$).

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"). L'aggiunta di percentuali crescenti di rame negli amalgami di nuova generazione ha portato a modifiche sostanziali nel comportamento chimico e clinico dell'amalgama, permettendo la scomparsa o riduzione della fase (γ_2), responsabile della gran parte delle caratteristiche negative del prodotto terminale.

3.2.1 Tossicità dell'amalgama

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 gastrointestinale. Comunque, solo la frazione inalata è rilevante ai fini dell'esposizione sistemica, in quanto il mercurio elementare ed inorganico viene scarsamente assorbito nel tratto gastrointestinale e quindi contribuiscono in minima parte all'esposizione sistemica. I vapori di mercurio vengono rilasciati dalle otturazioni in amalgama principalmente 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. Sulla base di studi occupazionali l'ACGIH (American Conference Government Industrial Hygenists) ha determinato in $50 \mu g Hg/g Cr$ 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 $35 \mu g Hg/g Cr$. 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.

3.3 Resine composite ed adesivi smalto-dentali

3.3.1 Resine composite

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. Le resine composite possono essere autopolimerizzanti (da stimolo chimico o da calore) o fotopolimerizzanti, a seconda della modalità di attivazione della reazione di polimerizzazione.

Sebbene i composti 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: 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. Tra le altre molecole si ricordano anche il TEGDMA (trietilen-glicol-dimetacrilato) e

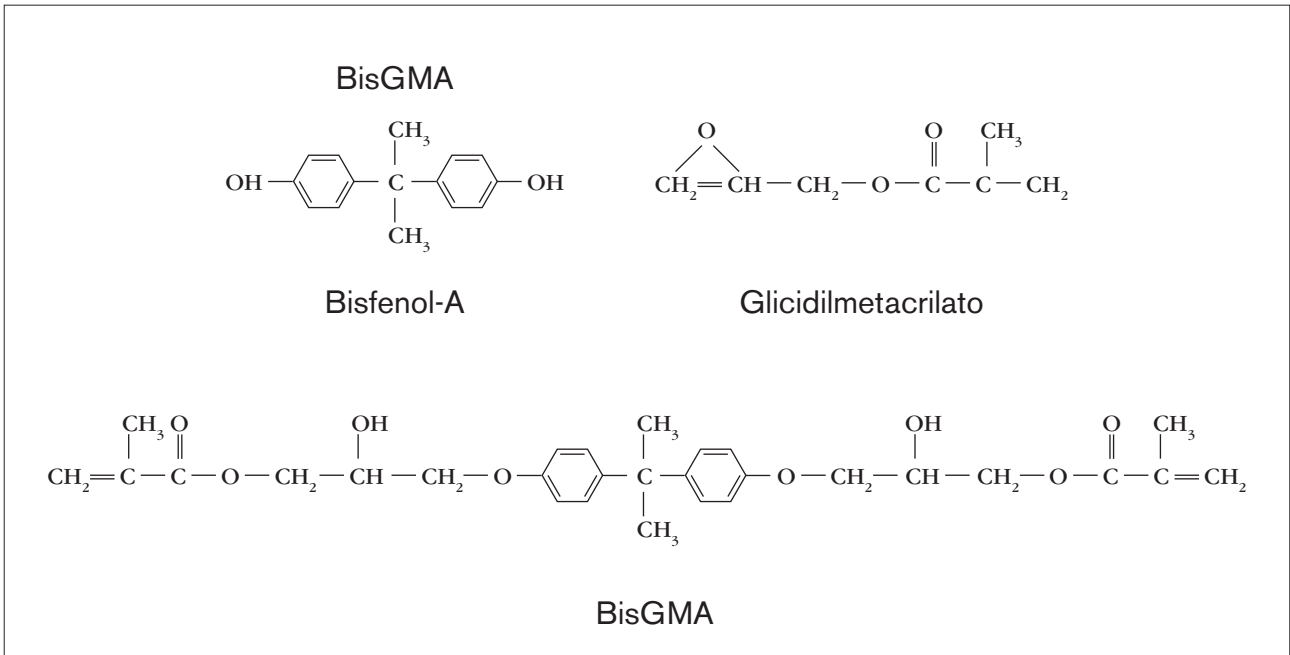


FIG. 1 Formazione del BisGMA.

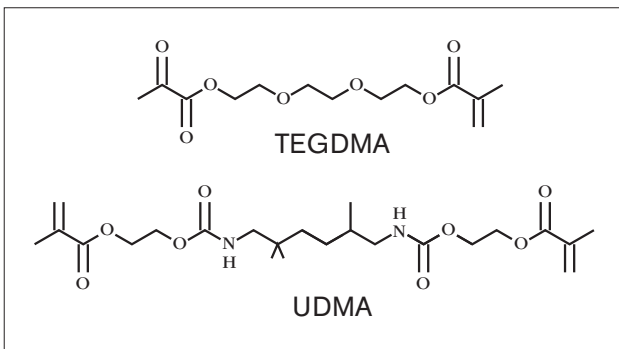


FIG. 2 Altri monomeri comunemente utilizzati per la formazione delle resine composite.

l'UDMA (uretano dimetacrilato) (figg. 1, 2);

- le sostanze che promuovono e modulano la reazione di polimerizzazione: nei compositi autopolimerizzanti 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. L'iniziatore dei compositi dentali fotoattivabili è il canforochinone, una molecola sensibile alla luce blu (~ 470-480 nm). Ogni strato (massimo di 2 mm) 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 (~ 500-600 mW/cm²);

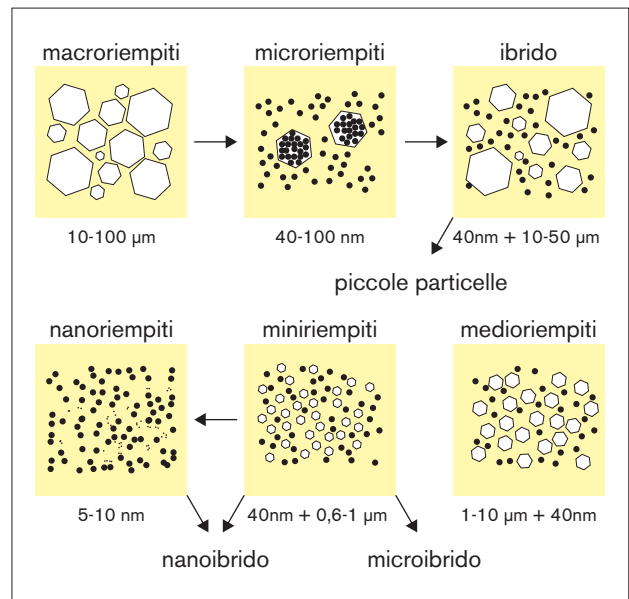


FIG. 3 Classificazione dei compositi in base alle dimensioni delle particelle di riempitivo.

- il riempitivo: Il riempitivo, o filler, è solitamente costituito da materiale vetroso radiopaco. Sulla base della dimensione delle particelle di riempitivo i compositi si possono classificare in macroriempiti, microriempiti, nanoriempiti ed ibridi (fig. 3). I compositi possono inoltre essere classificati, in base alla loro consistenza, in universali, fluidi (o "flowable") o compattabili (packable);
- gli agenti accoppianti (i silani): sono molecole che

avendo affinità sia con il filler che con la matrice resinosa, consentono l'unione tra le varie parti del composito.

3.3.2 Adesivi smalto-dentinali

L'adesivo o aderente, ossia, come comunemente definito dalla terminologia odontoiatrica, il "bonding agent" o sistema adesivo, può dunque essere definito come 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.

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, 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. 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. Prima di effettuare l'applicazione dell'adesivo, è necessario mordenzare (etching) i tessuti dentali, tramite l'applicazione di sostanze acide (per esempio acido ortofosforico al 35-37%), con tempi di applicazione differenti tra smalto e dentina e dipendenti anche dalla condizione di quest'ultima (dentina secondaria, dentina sclerotica...).

I primi sistemi adesivi proposti erano resine fluide non caricate, idrofobe e affini alla matrice resinosa, 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. La dentina, però, 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. Sono stati quindi introdotti i primer, molecole bifunzionali in grado di modificare le caratteristiche della dentina, rendendola affine alle resine adesive. 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.

Il processo di adesione comprende diverse fasi, a seconda della tipologia del sistema adesivo adottato. Si hanno infatti 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 completamente dalla resina. Questi prodotti sono meno efficaci a livello dello smalto (mordenzatura inferiore) dove si consiglia comunque una mordenzatura selettiva.

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. 1 Classificazione e modalità di applicazione dei sistemi adesivi in base alla loro classe di appartenenza.

Nella tabella 1 è presente la classificazione e le modalità di applicazione dei sistemi adesivi in base alla loro classe di appartenenza.

3.4 Sigillanti

I sigillanti per fossette e fessure o sigillanti oclusali sono materiali che vengono posizionati in corrispondenza dei solchi e fossette oclusali al fine di creare una barriera protettiva contro i batteri cariogeni e i substrati alimentari (fig. 4).

I sigillanti resinosi contenenti Bis-GMA ed altri monomeri diluenti come il TEG-DMA (trietilenglicol-dimetacrilato) rappresentano i materiali per sigillatura più utilizzati.

I sigillanti possono essere classificati in base a:

- › modalità di polimerizzazione: autopolimerizzanti e fotopolimerizzanti;
- › contenuto di riempitivo (filler): sigillanti riempiti (presentano maggiore resistenza all'usura) e non riempiti (maggiore fluidità);
- › colore del materiale: trasparenti, colorati e opachi (generalmente con diossido di titanio). Recentemente sono stati anche sviluppati sigillanti che cambiano colore durante la polimerizzazione;
- › contenuto di riempitivi con fluoro.

In alternativa si possono utilizzare i cementi vetroionomerici, rilascianti fluoro. Questi materiali, però, presentano una percentuale di ritenzione molto più bassa rispetto ai sigillanti resinosi (3-7% a tre anni contro il 74-95% dei materiali a base resinosa). Trovano comunque indicazione nei casi molari non completamente erotti di soggetti molto cario-recettivi.

Viste le loro caratteristiche di fluidità, anche i compositi e i compomeri di tipo flowable sono stati proposti per l'esecuzione delle sigillature. La loro percentuale di riempitivo è però superiore rispetto a quella dei sigillanti convenzionali e pertanto la loro penetrazione nei solchi è inferiore. Inoltre, a causa della maggiore viscosità, non

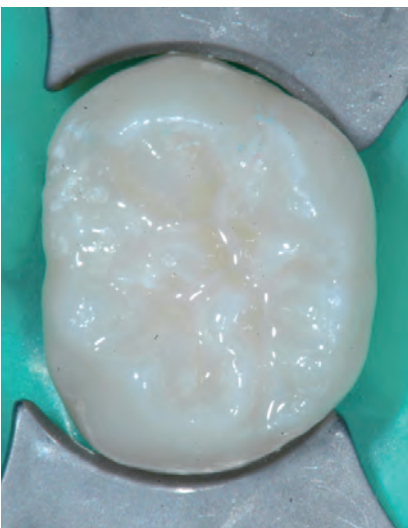


FIG. 4 In questo molare, ancora sotto diga, è stata appena effettuata la sigillatura; come è possibile notare, questa metodica permette di proteggere i solchi e le fossette, dall'accumulo di residui alimentari e batterici.

riescono a creare un legame micromeccanico adeguato con lo smalto mordenzato e richiedono quindi l'utilizzo preliminare di sistemi adesivi.

La riduzione della carie nei denti sottoposti a sigillatura rispetto a quelli non sigillati è dell'87% a 12 mesi e del 60% a 48-54 mesi. Malgrado ciò i sigillanti sono indicati nei soli soggetti cariorecettivi e con solchi profondi, valutando l'esperienza pregressa di carie del paziente e il livello di attività cariosa.

La tecnica di applicazione prevede l'adeguato isolamento del campo operatorio con diga di gomma, la detersione dello smalto con una coppetta di gomma o spazzolino montato su micromotore utilizzando acqua e pomice o una pasta da profilassi senza fluoro, un abbondante risciacquo e asciugatura della superficie, la mordenzatura con acido ortofosforico al 35-37% per 15-30 secondi seguita nuovamente da abbondante risciacquo e asciugatura dello smalto, l'applicazione del sigillante e la sua fotopolimerizzazione per i tempi indicati dal produttore. Deve quindi essere valutata l'integrità marginale della sigillatura e la presenza di interferenze oclusali che, ove presenti, saranno eliminate con una fresa in pietra di Arkansas.

3.5 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 è preservare la polpa sana e, quando ciò fallisca, eseguire la rimozione del tessuto pulpare vitale o necrotico riportando alla normale funzione quei denti colpiti da patologie irreversibili.

3.5.1 Materiali usati nella preparazione del canale radicolare

3.5.1.1. Diga di gomma

La diga di gomma è un foglio, disponibile in lattice e in altri materiali, utilizzato per isolare il dente da trattare dal resto della cavità orale.

Le sue funzioni sono le seguenti.

- › Mantenere asciutto, pulito e sterile il campo operatorio.
- › Proteggere 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 mucosa.
- › Evitare la continua e noiosa sostituzione dei rulli di cotone.

3.5.1.2. Strumenti per la preparazione della cavità d'accesso

In genere si usano frese a rosetta in acciaio per l'aspor-



FIG. 5 Set di frese LA AXXESS: diamantate, al carburo di tungsteno e al nitrato di titanio.



FIG. 6 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).

tazione del tessuto cariato e frese diamantate, al carburo di tungsteno o rivestite di nitrato di titanio per la preparazione della cavità stessa (fig. 5). Si possono utilizzare, inoltre, le punte ad ultrasuoni.

3.5.1.3. 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. Un sistema standardizzato di numeri e colori consente di distinguerli in base al diametro, conicità e lunghezza.

Per quanto concerne il materiale di produzione si distinguono in:

- › **strumenti in acciaio**, costituiti da una mescolanza di puro ferro (74%), cromo (18%), che previene la corrosione e nichel (8%). Tra gli strumenti fabbricati con tale materiale ricordiamo: il tiranervi, il lentulo, varie tipologie di lime o files, le raspe o reamers, le frese Largo e le frese di Gates-Glidden;
- › **strumenti in Ni-Ti**, originariamente costituiti dal 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. Tra le proprietà principali di questa lega ricordiamo la superelasticità, grazie alla quale dovrebbe essere eliminata la forza (restoring-force), che tende a far lavorare gli strumenti prevalentemente contro le pareti esterne delle curve canalari, la memoria di forma, la resilienza, la resistenza alla fatica, flessione e torsione. Tra i più noti si ricordano: i Gt-System, i Protaper e gli Mtwo (fig. 6).

Negli ultimi tempi l'industria, al fine di migliorare le caratteristiche fisiche delle leghe in NiTi soprattutto in termini di maggiore resistenza alla fatica ciclica, ha creato, mediante un innovativo procedimento di trattamento termico, un nuovo materiale definito NiTi M-Wire™.

Con tale lega sono stati prodotti una serie di File, che, a differenza dei normali strumenti in NiTi, sono costruiti per torsione e non per molatura;

- › **strumenti ad ultrasuoni**, molti tipi differenti di sistemi ad ultrasuoni sono stati sviluppati per l'uso in endodonzia, basati su generatori di ultrasuoni magnetostriativi e piezoelettrici.

3.5.2 Irriganti canalari

Gli irriganti canalari presentano una duplice funzione:

- › **fisica**: lubrificazione delle pareti del canale, al fine di facilitare la modellazione dello spazio endodontico e ridurre di molto il rischio di rottura intracanalare degli strumenti endodontici; fluidificazione di residui
- › **biologica**: azione solvente nei confronti dei residui tissutali ed organici, associata ad un effetto disinfettante dello spazio endodontico.

Tra i principali irriganti canalari si distinguono i seguenti.

- › **Acidi e agenti chelanti**: hanno la capacità di ammorbidire la dentina, rendendo più semplice l'allargamento del sistema canalare. Tra questi si ricordano l'acido citrico e l'EDTA.
- › **Agenti ossidanti**: perossido di idrogeno [H₂O₂] a dieci volumi o al 3%. Liberando O₂ svolge un'azione antisettica e sbiancante.
- › **Soluzioni alcaline**: ipoclorito di sodio [NaOCl] in genere al 5,25%. Dal punto di vista fisico e meccanico, 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. Svolge, inoltre, un'azione lubrificante, che facilita la strumentazione del canale radicolare stesso. Dal punto di vista biologico è dotato di proprietà germicide ed antibatteriche, dal momento che "digerisce" le sostanze organiche, siano esse pulpari o batteriche.

A causa della sua tossicità, però, il suo uso deve essere limitato all'interno del canale radicolare.

- › **Soluzioni saline:** soluzione fisiologica. L'azione principale che svolge nel canale è solo quella di lubrificare le pareti.
- › **Cetrexidin.** È costituito da una soluzione base di cetrimide allo 0,2% e clorexidina allo 0,2%.
 - La cetrimide è un detergente cationico costituito in prevalenza da tetradeciltrimetilammonio, potenzia l'effetto antibatterico della clorexidina gluconato.
 - La clorexidina è un composto biguanidico cationico [C₂₂Cl₂N₁₀H₃₀], 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.
- › **OPW.** L'acqua a potenziale ossidante (OPW), 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. 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. Assenza di tossicità, grazie alla sua immediata disattivazione.
- › **MTAD.** È costituita da un antibiotico, la tetraciclina, l'acido citrico e un detergente, il Tween 80 (MTAD). Costo elevato.

3.5.3 Medicazioni intermedie

Vengono utilizzate da un lato con lo scopo di eliminare gli eventuali batteri residui al termine dell'alesaggio

biomeccanico del canale radicolare; dall'altro per impedire l'eventuale crescita di microrganismi tra una seduta e l'altra del trattamento.

Gli agenti disinfettanti più noti sono: alcoli, composti fenolici, sali di metalli pesanti, composti detergenti, alogenuri ed idrossido di calcio.

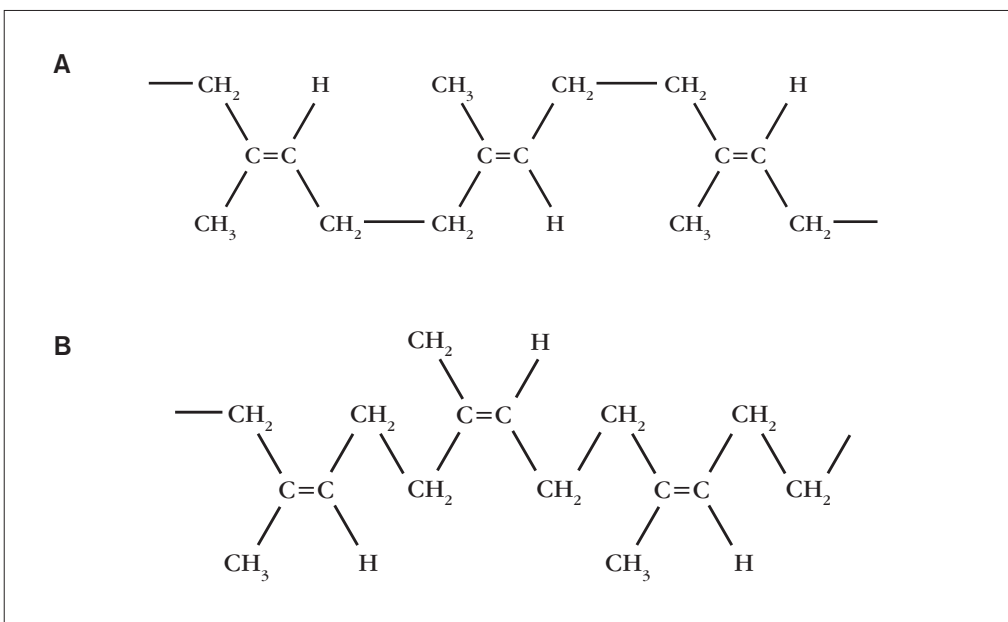
3.5.4 Materiali per l'otturazione canalare

Vengono utilizzati al fine di un completo riempimento del sistema canalare ed il perfetto sigillo del forame o dei forami apicali: tale fase del trattamento endodontico è indispensabile per la stabilizzazione dei risultati clinici ottenuti durante la strumentazione e la detersione del sistema endodontico. I diversi materiali fino ad oggi utilizzati sono suddivisi in: materiali solidi (coni di argento e d'oro), materiali fluidi (paste, cementi), materiali plastici o semisolidi (guttaperca, resilon).

- › **Coni d'argento:** ormai abbandonati. Gli svantaggi sono rappresentati dall'incapacità di adeguarsi alla forma del canale, dalla non dissolvibilità e, soprattutto, dall'irritazione del tessuto periapicale.
- › **Materiali fluidi:** cementi. A causa della loro riassorbibilità, vengono utilizzati esclusivamente in associazione ai materiali plastici. Svolgono diverse funzioni: antibatterica, otturare le aree residue fra il materiale d'otturazione principale e le pareti del canale, lubrificante.

I più importanti sono: i cementi a base di ossido di zinco-eugenolo ed i cementi a base di resine artificiali senza eugenolo.

- › **Materiali plastici o semisolidi:** la guttaperca. La guttaperca naturale è un derivato della gomma naturale, di cui rappresenta la forma stereoisomerica trans (fig. 7). Nella sua formulazione commerciale per uso



FIGG. 7 A: formula chimica della gomma naturale. B: formula chimica della guttaperca dentale.

endodontico è composta da:

- 18-22% guttaperca;
- 59-76% ossido di zinco;
- 1-4% cere o resine;
- 1-18% radiopacizzanti (bario o stronzio).

I vantaggi che offre tale sostanza come materiale da otturazione canalare sono: la comprimibilità, l'inerzia, la stabilità dimensionale, la radiopacità, la dissolubilità, la possibilità di sterilizzazione e la tolleranza biologica; l'eventuale grado di tossicità è ascrivibile all'ossido di zinco, che può favorire il rilascio di ioni zinco nei fluidi tissutali. Tra gli svantaggi si ricordano la mancanza di rigidità e la mancanza di controllo della lunghezza.

Il Resilon è una guttaperca sintetica. In particolare la matrice polimerica del Resilon è costituita per il 50% circa da polycaprolattone (Tone®), 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. Sebbene le proprietà di adesione e di adattabilità al canale radicolare da parte del Resilon sembrano adeguate, il policaprolattone (componente principale del Resilon), subisce una veloce degradazione in acqua in presenza di enzimi fungini o batterici, quali lipasi ed esterasi.

3.5.5 Materiali per il ritrattamento endodontico

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. È nocivo alla salute umana e all'ambiente. Lo stesso dicasi per il metilcloroformio o tricloroetano [CH_2CCl_3], 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 con un odore dolciastro, infiammabile e anch'esso nocivo.

3.5.6 Materiali utilizzati per il trattamento dell'apice immaturo e il trattamento vitale della polpa

Il materiale più comunemente utilizzato è stato ed è, tuttora, l'idrossido di calcio, cui si è aggiunto recentemente il Mineral Trioxide Aggregate (MTA). 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.

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.

Bibliografia

- › 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, Geraldini 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, Dhém 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.

MATERIALI PER LA TERAPIA PROTESICA

4.1 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.

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.

Il materiale deve possedere la consistenza adeguata sia in fase di preparazione che di inserimento nella cavità orale. 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. 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 fatto che tali materiali spesso vengono smaltiti dopo la colatura dei modelli e la possibilità di essere trattati con prodotti disinfettanti, senza che avvengano alterazioni.

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 (standard o individuali) 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.

4.1.1 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.

4.1.2 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.

4.1.3 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.

4.1.4 Idrocolloidi reversibili: agar-agar

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. Tali sostanze 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. 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).

4.1.5 Idrocolloidi irreversibili: alginati

Sono i 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.

Sono idrocolloidi irreversibili in quanto la reazione di presa è una reazione chimica di precipitazione non reversibile. Mentre l'alginato (acido alginico) 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 colloidi destinati a reagire con gli ioni calcio (Ca²⁺) opportunamente aggiunti, per formare un gel di alginato di calcio.

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 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. 1).

Nella pratica clinica è importante seguire alcuni accorgimenti che favoriranno la buona qualità dell'impronta.

- › Miscelazione: deve avvenire dopo aver predisposto tutto (fig. 2) con la massima attenzione aggiungendo alla polvere predosata l'acqua. 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 (dimi-



FIG. 1 Occorrente per la preparazione di una impronta in alginato: polvere, acqua, spatola e scodella.



FIG. 2 Miscelazione per spatolamento dell'alginato.

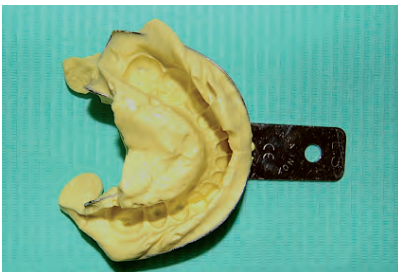


FIG. 3 Impronta in alginato dell'arcata dentaria inferiore.

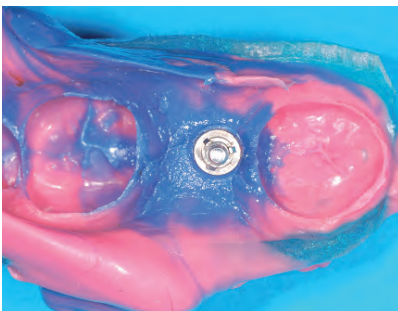


FIG. 4 impronta in polivinilsilossano per protesi su impianti.

nuisce 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.

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, per prevenire evaporazione e sineresi. Infine, va colata nel più breve tempo possibile (fig. 3) 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).

4.1.6 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.

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 (fig. 4). 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;
- › 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 siliciche), con polimerizzazione per condensazione o per addizione.

4.1.7 Materiali da impronta termoplastici

Paste termoplastiche. 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%. 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.

Cere da impronta. 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.

4.2 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. 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. 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.

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.

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 le 5 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. Dalla calcinazione a secco vengono prodotti i gessi di I e II generazione. 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 studio e nel montaggio di modelli negli articolatori.

Dalla calcinazione in umido vengono prodotti i gessi di III, IV, e V generazione. 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 impiegate nella tecnica della fusione a cera persa.

Alla polvere di solfato di calcio emidrato 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.

4.3 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. 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, la candelilla, la cera giapponese, la cera di cacao. Si presentano molto rigide, fragili, e con un'elevata temperatura di fusione;
 - cere minerali, come la paraffina 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;
- › 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 tec-

nica 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.

4.4 Resine

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.

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'etilbenzene;
 - › 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.

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.

4.5 Leghe

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. 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.

4.5.1 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 grano, 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 grani 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.

4.5.2 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 (fig. 5). 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.



FIG. 5 Fusione in lega aurea.

4.5.3 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) e la lega cromo-cobalto (CoCr) comunemente usata per la fusione di manufatti di protesi mobile (fig. 6). 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. 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.

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.



FIG. 6 Esempio di struttura protesica scheletrata in metallo non nobile.



FIG. 7 Corone in oro-ceramica



FIG. 8 Corone in oro-ceramica per arcata inferiore.

4.5.4 Fusioni per resina e porcellana

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.

4.6 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.

Le caratteristiche di trasparenza, colore e intensità conferiscono alle ceramiche indubbie proprietà estetiche, ulteriormente valorizzabili grazie alla disponibilità di opacità, traslucenze e pigmenti caratterizzanti. Infatti, la ceramica viene considerata il migliore materiale da restauro per estetica e traslucenza atto ad imitare lo smalto dentale (figg. 7, 8).

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.

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.

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. Alla base delle ceramiche dentali vi sono 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 $\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$; 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.
 - › **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.
 - › **Caolino.** Chiamato anche argilla (silicati idrati di alluminio), corrisponde alla formula $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ o $\text{Al}_2\text{Si}_2(\text{OH})_4$, 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.
 - › **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), ossi-

do di rame o cromo (verde), ossido di nickel (bruno), terre lantanidi (fluorescenza), ossido di ferro, ossido di stagno e ossido di zirconio (opacità).

Classificazione

Le porcellane dentali 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 dentali feldspatiche
- › porcellane dentali feldspatiche per metallo-ceramica:
- › porcellane dentali alluminose

Tutte le leghe e porcellane dentali 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
- › dentina
- › smalti:
- › vernici trasparenti

In base alla temperatura di fusione, le porcellane dentali 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, trasparenza, 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.

4.7 Strumenti rotanti in odontoiatria

4.7.1 Frese e punte

Le frese e le punte rotanti rappresentano utensili di grande importanza nella pratica lavorativa quotidiana. 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. 9). Per punte intendiamo invece strumenti abrasivi che presentano, oltre a

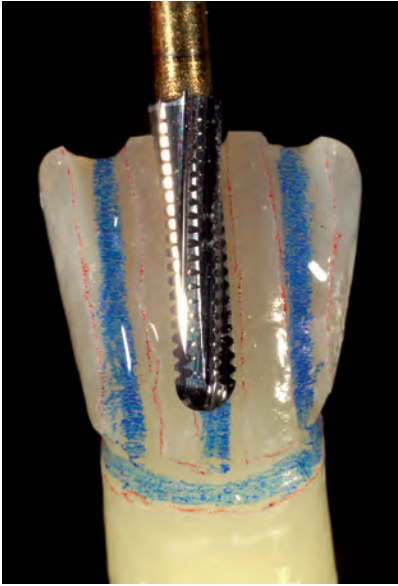


FIG. 9 Fresa tronco-conica in carburo di tungsteno: presenta una forma peculiare (conica, cilindrica, a palla...) ed un disegno secondario, ovvero lame in carburo di tungsteno in numero e morfologia differente.

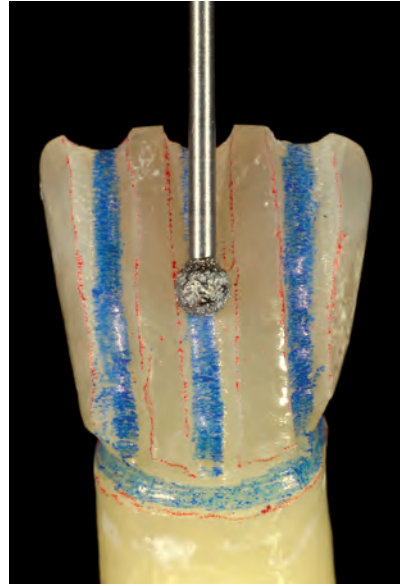


FIG. 10 Punta diamantata a pallina. Realizzata in molteplici dimensioni e differenti granulometrie, mantiene un diametro costante anche al variare dell'inclinazione di utilizzo.



FIG. 11 Esempio di gommino silicónico. 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.

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 (fig. 10). 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.

Nella pratica lavorativa quotidiana assumono grande importanza anche le pietre abrasive ed i gommini in silicone. 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 na-

turali, 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. 11). 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. Sono prodotti in diverse forme, durezze 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).

4.7.2 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 solidale. 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 fri-

zione 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.

4.8 Materiali per l'implantologia

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. Il ripristino delle strutture dentarie con questa metodica viene definito "riabilitazione implantoprotetica".

Ad un esame approfondito, il dispositivo implantare rivela un'importante complessità strutturale e i tessuti biologici, con cui viene a contatto, 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.

4.8.1 Il titanio: 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



FIG. 12 Fase clinica dell'inserimento di un impianto in titanio nella compagine ossea mandibolare. Si noti la forma cilindrica, leggermente tronco conica verso l'apice, la morfologia delle spire che ne costituiscono il profilo.

in termini di biocompatibilità rispetto alla forma pura. È un materiale leggero, rigido, 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.

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.

4.8.2 Impianti dentari

Architettura degli impianti: con tale termine si intende la forma dell'impianto che è generata dalla geometria del corpo implantare e dal suo profilo (fig.12); ad essa si aggiunge la microarchitettura o microtopografia della superficie dell'impianto, altrettanto influente per la sua osseointegrazione (fig. 13).

- › **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; 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.

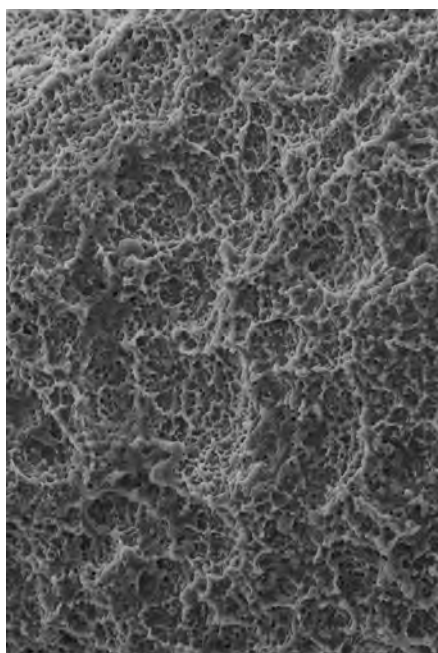


FIG. 13 Esempio di microarchitettura porosa di superficie dell'impianto. Ingrandimento al microscopio elettronico (SEM) (Magnitudo 2000x).



FIG. 14 Buon equilibrio igienico professionale-domiciliare del paziente che, in relazione alle caratteristiche dell'impianto e del tessuto perimplantare, permette un mantenimento della riabilitazione implantoprotesica a lungo termine (9 anni) degli impianti inseriti in zona 1.3 e 2.3.

- › **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.
- › **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 osteointegrazione caratterizzata da un minor rischio di interposizione di tessuto connettivo denso, fra osso ed impianto. 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. 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 . Geometria implantare, disegno delle spire, la loro ampiezza, il loro numero, la spaziatura, la microarchitettura di superficie sono tutti elementi determinanti, dal punto di vista biomeccanico e biologico, nel mantenimento a lungo termine dell'impianto (fig. 14)

4.9 CAD-CAM

Con il termine CAD-CAM ci si riferisce all'impiego congiunto e integrato di sistemi software per la progettazione (Computer-Aided Design, CAD) e fabbricazione assistita dal computer (Computer-Aided Manufacturing, CAM). Il sistema è composto da due apparecchi: il CAD, la cui parte principale è costituita dallo scanner, che esegue la lettura delle forme per mezzo di un sensore tattile, ottico o laser, e il CAM, che riceve le informazioni elaborate dal programma 3D del CAD, sulla base delle quali muove il suo sistema di fresatura seguendo il percorso atto a produrre la struttura progettata. In odontotecnica la tecnologia CAD-CAM permette, attraverso uno scanner 3D la lettura del modello di un moncone naturale ricavato dall'impronta fornita dall'Odontoiatra (del dente preparato) o di Abutment (moncone/i implantare) realizzati in titanio (generalmente) oppure in acciaio chirurgico, oro, o in casi con problematiche estetiche (settori anteriori) con allumina o con i nuovi materiali quali lo Zirconio (ossido di zirconio rinforzato con Ittrio). Effettuata la lettura, attraverso il software del computer vengono elaborati i dati ed inviati alla macchina utensile CAM che estrude dal pieno la cappetta o il ponte del materiale scelto per la ricostruzione protesica. Terminate le lavorazioni CAD-CAM si procede alla consegna della struttura allo studio clinico per la prova sul paziente cui segue la presa del colore (fotografia digitale) e viene tutto rimandato nel laboratorio odontotecnico per il completamento con la ceramica. I limiti di un sistema CAM sono legati al fatto che le strutture si ottengono per mezzo di strumenti rotanti, la cui forma e dimensione risultano determinanti. La preparazione dei monconi da parte del clinico deve adattarsi a tali limiti, eliminando gli spigoli vivi e prediligendo i chamfer lunghi rispetto a quelli profondi, che risulterebbero più difficili da fresarsi e, in alcune situazioni, da leggerli.

Slip casting

Lo slip casting è una tecnica di formatura di materiali ceramici risalente al XVIII Secolo. Questa tecnica ha un'impor-

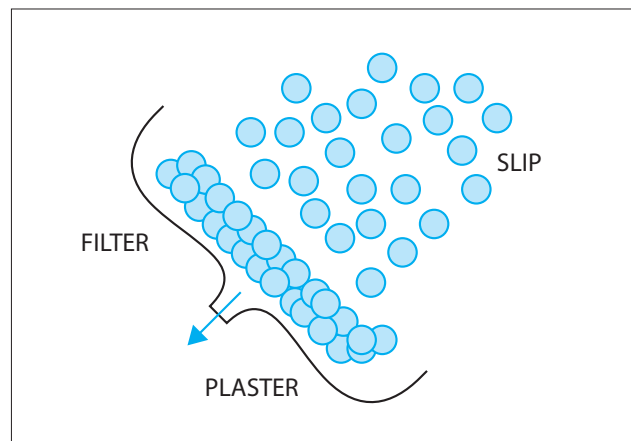


FIG. 15 Slip casting.

tanza strategica soprattutto nella lavorazione dei ceramici tradizionali (sanitari, bomboniere...). È una metodologia semplice ed economica di formatura di ceramici avanzati di forma complessa. Si tratta di un processo di formatura per colaggio di una sospensione ceramica, consiste nel riempire uno stampo poroso, tipicamente in gesso, con una sospensione (slip o slurry) ceramica, successivamente il materiale consolida, si ritira e si distacca dallo stampo. L'acqua è rimossa dalla sospensione attraverso l'azione capillare esercitata dallo stampo poroso, le particelle ceramiche restano così compattate sulla superficie dello stampo formando un oggetto solido (fig. 15). Quando si volesse realizzare un oggetto pieno è necessario rabboccare lo slip nello stampo, man mano che l'acqua è drenata, fino ad ottenere il completo riempimento dello stesso con un materiale che è risulterà solido e completamente pieno.

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.
- 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.
- Anastasia M, Calderari G. *Materiali Dentari*. Roma: Antonio Delfino Editore; 2002.
- 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.
- 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.
- Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *Mater Sci Mater Med*. 2004 Sep;15(9):935-49.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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, Snétivy 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.
- 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.
- 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.
- Dammaschke T, Vesnic A, Schafer E. In vitro comparison of ceramic burs and conventional tungsten carbide burs in dentin caries excavation. *Quintessence Int*. 2008 Jun;39(6):495-9.
- Davies JE. Mechanism of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998;5:391-401.
- 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.
- 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, Mallocu 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- Hembree JH Jr., Andrews JT. Accuracy of a polyether impression material. *Ark Dent J* 1976;47:10-11.
- 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.
- 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.
- Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(2):128-34.

- 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.
- 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 hydrocolloïdes 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.
- 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.
- 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.
- Kotsiomiiti E, Tzialla A, Hatjivasiliou K. Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection - a literature review. *J Oral Rehabil* 2008;35:291-299.
- 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 Guehennec 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.
- Lin CC, Donegan SJ, Dhuru VB. Accuracy of impression materials for complete-arch fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1988;59:288-291.
- 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.
- 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
- 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.
- Millstein P, Maya A, Segura C. Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *J Oral Rehabil* 1998;25:645-648.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- Pappalardo G. Manuale dei materiali dentari. Padova: Piccin; 1997.
- Park JY, Davies JE. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res* 2001;11:530-539.
- 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.
- Petit V, Thierry J. Focal adhesions: structure and dynamics. *Biol Cell* 2000;92:477-94.
- 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.
- 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.
- 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.
- Sawase T, Hai K, Yoshida K, Baba K, Hatada R, Atsuta 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.
- Simonato F. Scienza dei materiali dentali. Volume 2. Padova: Piccin; 1996.
- Spranley TJ, Gettleman L, Zimmerman KL. Acute tissue irritation of polysulfide rubber impression materials. *J Dent Res* 1983;62:548-551.
- Steinemann SG. Titanium-the material of choice? *Periodontology* 2000, 1998:17:7-21.
- Steinemann SG, Mäusli PA. Titanium alloys for surgical implants-biocompatibility from

- physicochemical principles. Proc 6th World Conf Titanium. In: Lacombe P, Tricot R, Béran-ger 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.
 - Stephansson S, Byers B, Garcia A. Enhanced expression of the osteoblastic phenotype on a 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.
 - 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.
 - 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.

ASPETTI GIURIDICI E RISCHIO INFETTIVO

5.1 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.

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.

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.

5.2 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.

5.3 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 luo-

go 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.

5.4 Codice della privacy - 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.

Bibliografia

- › Abdulaziz A et al. Infection control practice in private dental laboratories in Riyadh. S D Journal 2008;20:163-9.
- › ADA Council: Infection Control raccomandations for the Dental Office and The Dental Laboratory. JADA 1996;127:672-801.
- › Agolini G, Gatti M, Raitano A, Riini MS, Sancin AM, Sandonà G. Norme igieniche in Odontoiatria. Bologna: Ed Martina; 2008.

- › 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.
- › Agolini G, Gatti N, Raitano A, Riini MS. Mycoplasma Pneumoniae quale rischio professionale per l'Odontoiatra. Ig Moderna 2006;126:119-31.
- › Al-Omari M, Al Dwairi Z. Compliance with infection control programs in private dental clinics in Jordan. J Dent. Educ 2005;69:693-8.
- › Anolini G, Raitano A, Viotti PI, Vitali M. Prevenzione di contaminazioni biologiche e chimiche in ospedali e comunità. Milano: Kappadue ED; 2006;
- › Atone J, Goodmann R. Hepatitis B and dental personnel: transmission to patients and prevention issues. J Am Dent Assoc 1983;106:219-22.
- › Atti del Convegno Dispositivi Medici e Diagnostici in vitro-novità e aggiornamento sull'attività regolatoria e sulla gestione di qualità. Milano settembre 2007.
- › Bentley EM, Sarl DW. Improvements in cross infection control in general dental practice. Br Dent J 1995;179:19-21.
- › Centers for Disease Control. Guidelines for infection control in dental health care settings-2003. MMWR 2003;52 (RR-17):1-66.
- › 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.
- › Decreto Legge 25 giugno 2008, n. 112 - convertito in Legge 6 agosto 2008.
- › Decreto legislativo n. 196 del 30 giugno 2003.
- › Direttiva CEE 93/42 sui dispositivi Medici. Rassegna Odontotecnica n. 5/98.
- › Dispositivi Medici. Istituto di Ricerche e Collaudi M. Masini. Ed. Milano; 2009.
- › 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.
- › 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).
- › Il Tecnico di ortodonzia e la Direttiva 93/42/CEE Mr. Associazione Tecnici Italiani Di Ortodonzia 15 gennaio 2009-11-18.
- › 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.
- › Kohn WG, Harte J, Malwitz DM et al. Cover Story: Guidelines for Infection control in dental health care settings. JADA 2004;135:33-47.
- › 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.
- › La Direttiva MDD 93/42 CEE Lo stato dell'arte. Edizioni di Odontotecnica Italiana 2004.
- › McCarthy GM, Koval JJ, Mac Donald JK. Compliance with recommended infection control procedures among Canadian dentists. AJIC 1999;27:377-84.
- › 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, 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.
- › 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.
- › 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.

- Supplemento ordinario N. 49/L alla Gazzetta Ufficiale n.54 del 6.3.97.
- Wassel RW. Disinfection of impression material and casts. Br Dent J 2007;202:36-7.

MATERIALI PER L'IGIENE ORALE DOMICILIARE

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. I materiali che vengono utilizzati in ambito preventivo sono essenzialmente:

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

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 attecchimento 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.

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 cristalli 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, miorelassanti, 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 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

ALIMENTI	QUANTITÀ DI FLUORO PPM
the	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.

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 tessuti 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 fluoridrossiapatite 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 riducendone 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 dentali 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

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).

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 sanitarie. 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 dimostrato 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 la superficie dello smalto e prevenire la formazione di macchie, ma tutto questo senza danneggiare il dente. Il grado di abrasività viene identificato

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	<i>antisettici</i> - clorexidina <i>antibiotici</i> - tirotricina <i>antiflogistici</i> - vitamina A e C <i>fluoruri</i> - fluoruro di sodio NaF o di stagno SnF ₂ , fluoruri amminici

TAB. 3 Sostanze che compongono un dentifricio.

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 microbica. 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 smaltea 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 post-operatorio 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 meti-soprinolo, 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'eucalipto, 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 sovrapposibili a quelle presenti nei collutori.

6.1.5 Spazzolino

Nelle manovre d'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 poli-metilmetacrilato, polistirene, nylon e poliacrilonitrile. Di fondamentale importanza è la sua sagomatura per favorire



FIG. 1 Testine spazzolini adulti e bambini.



FIG. 2 Esempi di spazzolini particolari: spazzolino monociufo che serve per raggiungere meglio le zone difficili della bocca; spazzolino sulculare, più stretto per lavorare meglio al di sotto della gengiva.

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



FIG. 3 Spazzolino elettrico con timer per la visualizzazione del corretto tempo di spazzolamento e pressione.

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 morbidissimi e duri con livelli intermedi. Le punte devono essere arrotondate e mantenere nel tempo questo profilo per evitare di ledere i tessuti molli, non devono trattenere l'umidità ed 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 (fig. 2)

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, liberano 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 (fig. 3).

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 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. 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. 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 (fig. 4).

Possono evidenziarsi anche altre condizioni anatomiche



FIG. 4 Filo interdentale non cerato (superiore) e cerato.

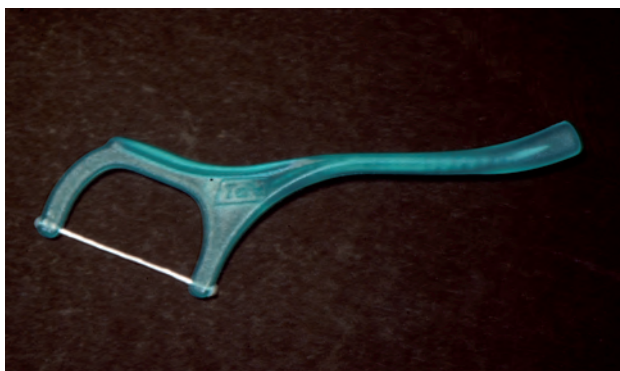


FIG. 5 Forcella tendifilo per facilitare la profilassi mediante il filo interdentale.



FIG. 6 Scovolino interdentale cilindrico fine.

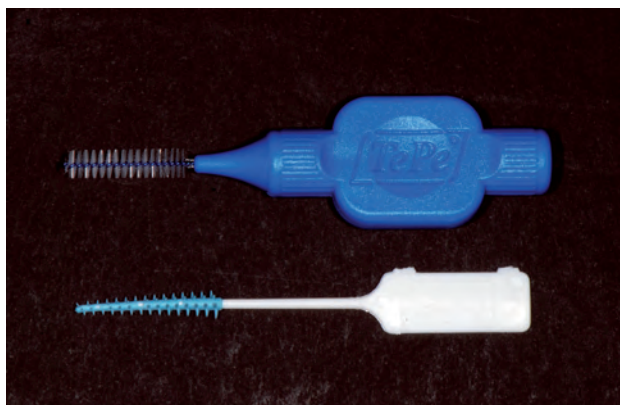


FIG. 7 Scovolini interdentali.

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 maggiore per meglio detergere queste aree più ampie. Per semplificarne l'uso sono disponibili anche delle forchette tendifilo oppure porzioni pretagliate di filo già montate sulla forchetta (fig. 5).

In alternativa al filo laddove gli spazi interprossimali lo permettano si impiegano gli scovolini che sono costituiti

da setole di nylon disposte circolarmente ad un unico filamento metallico che le blocca (fig. 6).

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 (fig. 7).

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 ed 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 fotosensibilizzazione. 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. In considerazione della loro affinità con le resine composite da restauro, sono trattati nel capitolo 3.

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, Luglie 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.

MATERIALI E STRUMENTI PER L'IGIENE ORALE PROFESSIONALE

7.1 Curette ed altri strumenti manuali per la rimozione del tartaro

Gli strumenti parodontali manuali quali curette, scaler e lime vengono utilizzati per la rimozione del tartaro sopra e sotto gengivale e per la levigatura radicolare.

Questi strumenti sono tutti formati dalle seguenti tre parti:

- **Il manico** o impugnatura: può avere diverse dimensioni, forme o superfici. Quelli zigrinati o siliconati garantiscono un'impugnatura più sicura.
- **Il gambo**: è la parte dello strumento che connette il manico alla lama. Può avere diverse lunghezze e angolature per favorire l'inserimento nelle tasche parodontali e l'accesso a tutte le superfici radicolari.
- **La lama**: è la parte lavorante dello strumento, ha caratteristiche diverse in base al tipo di strumento. Generalmente gli strumenti hanno due parti lavoranti, posizionate specularmente alle due estremità del manico.

La lama e il gambo sono realizzati in acciaio inossidabile, mentre il manico può essere in acciaio o rivestito da silicone. Esistono anche strumenti con parte lavorante in materiale plastico utilizzate per la strumentazione degli impianti dentali.

Le curette sono caratterizzate da una parte lavorante e superfici laterali con sezione semicircolare. Hanno uno o due bordi taglienti (in base al tipo di curette), dati dall'angolo che si viene a formare fra la superficie anteriore (piatta) e la superficie laterale e posteriore (semicircolare), ed un'estremità arrotondata.

Curette universali

Le curette universali hanno una parte lavorante caratterizzata da due bordi taglienti paralleli tra loro, che formano un angolo di 90° con la parte inferiore del gambo. Vengono definite "universali" perché possono essere utilizzate su tutte le superfici dentarie.

Sono disponibili diversi tipi di curette universali, che si differenziano per la lunghezza e l'angolazione del gam-

bo e per la lunghezza della lama. Le più utilizzate sono le Columbia, Goldman Fox, Barnhart e Younger Good.

Curette di Gracey

Le curette di Gracey (figg. 1, 2) sono le curette più diffuse. Hanno un unico bordo tagliente angolato a 70° ri-

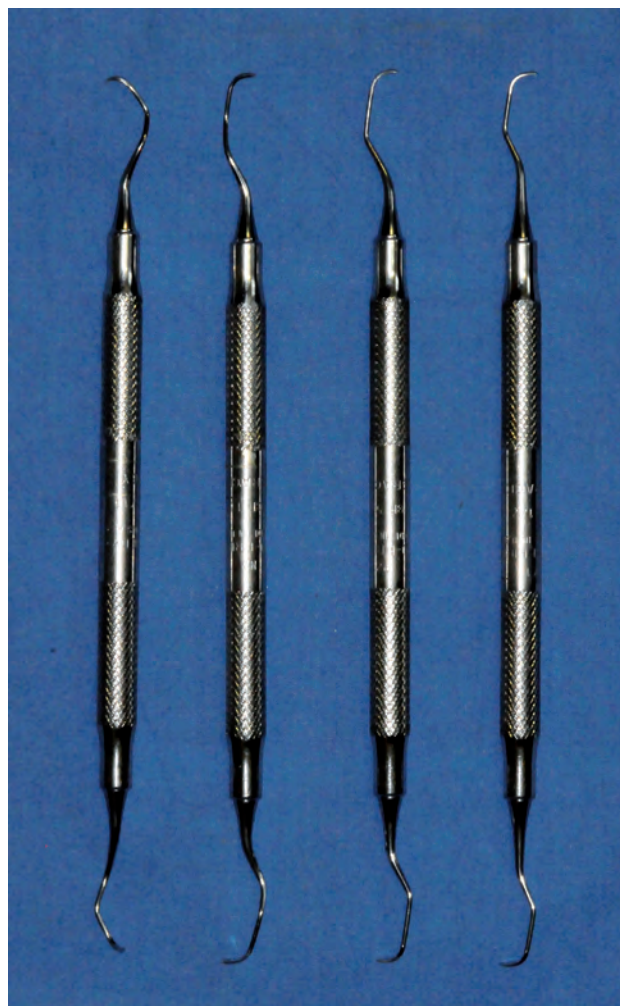


FIG. 1 Curette di Gracey.



FIG. 2 Curette di Gracey (dettaglio).

petto alla parte finale del gambo e diverse angolazioni che le rendono specifiche per ciascuna superficie dentale. Per individuare il bordo tagliente la parte inferiore del gambo va posizionata perpendicolarmente a una superficie piana: la parte lavorante è obliqua rispetto al piano e il bordo tagliente è sempre quello inferiore.

Le curette di Gracey vengono suddivise con delle codifiche numeriche. Il set completo (tab. 1), inizialmente composto da sette strumenti con doppia parte lavorante (da 1/2 a 13/14) è stato successivamente ampliato dall'aggiunta di ulteriori due strumenti (15/16 e 17/18), simili rispettivamente alle 11/12 e 13/14, ma con un gambo ancora più angolato per facilitare l'accesso alle superfici dentali posteriori in assenza di spazio.

Esistono due varianti delle curette di Gracey, indicate per il trattamento delle tasche parodontali molto profonde, le curette afterfive e le curette minifive.

Le curette afterfive hanno il gambo di circa 3mm più lungo delle curette di Gracey convenzionali e la lama un po' più sottile.

Le curette minifive (fig. 3) rappresentano un'evoluzione delle afterfive, in quanto hanno il gambo di circa 3 mm più lungo delle curette di Gracey convenzionali e la lama più corta di circa 2 mm. Sono indicate per il trattamento delle tasche strette e profonde e delle forcazioni.

1/2	Superfici vestibolari dei denti anteriori
3/4	Superfici palatali e linguali dei denti anteriori
5/6	Superfici dei premolari
7/8	Superfici vestibolari e palatali/linguali dei molari
9/10	Superfici vestibolari e palatali/linguali dei molari (più angolata)
11/12	Superfici mesiali dei molari
13/14	Superfici distali dei molari
15/16	Superfici mesiali dei molari (più angolata)
17/18	Superfici distali dei molari (più angolata)

TAB. 1 Indicazioni di utilizzo dei diversi tipi di curette di Gracey.

Queste curette vengono numerate come le curette di Gracey convenzionali.

Altre varianti sono le curvette, la curette di Langer e la curette Syntette.

Le curvette sono un'ulteriore variante delle curette di Gracey convenzionali. Hanno la parte inferiore del gambo più lunga, mentre la parte lavorante è lunga la metà e rivolta verso l'alto. Presentano inoltre due tacche a 5 e 10 mm sulla parte inferiore del gambo per individuare la profondità della tasca durante la strumentazione.

Le curette di Langer uniscono le caratteristiche delle curette universali (doppia lama tagliente a 90°) e delle curette di Gracey (angolatura del gambo). Sono specifiche per ciascuna superficie dentale e come per le curette di Gracey sono disponibili le versioni afterfive e minifive.

Curette Syntette: ha una parte lavorante con sezione trapezoidale e due bordi taglienti.

Scaler

Gli scaler sono strumenti per la rimozione del tartaro sopragengivale. Sono utilizzati soprattutto per la rimozione di grossi depositi di tartaro nelle zone interprossimali in presenza di punti di contatto stretti. Hanno un'estremità appuntita e due bordi taglienti. La lama ha una sezione piramidale con base triangolare. Il gambo può essere dritto o angolato. Anche gli scaler possono avere forme diverse delle punte in base all'area di utilizzo. I più utilizzati sono gli scaler a falchetto (fig. 4), con lama curva orientata a 90° rispetto al gambo.

Lime

Le più utilizzate sono le lime di Hirschfeld (fig. 5). Sono strumenti di piccole dimensioni che presentano una parte lavorante con bordi taglienti multipli paralleli tra loro e dorso arrotondato. La lama è angolata a 90-10° rispetto al gambo. Possono essere angolate per l'utilizzo nelle zone mesiali e distali o dritti, per la rimozione dei depositi vestibolari e linguopalatali. L'estremità lavorante ridotta ne consente l'utilizzo nelle tasche strette e profonde. Sono utilizzate per la rimozione di

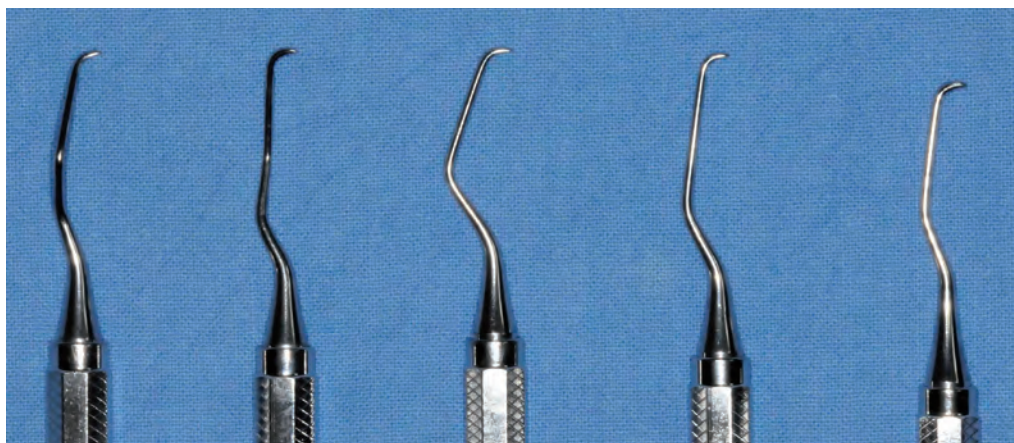


FIG. 3 Curette minifive.



FIG. 4 Scaler a falcetto.

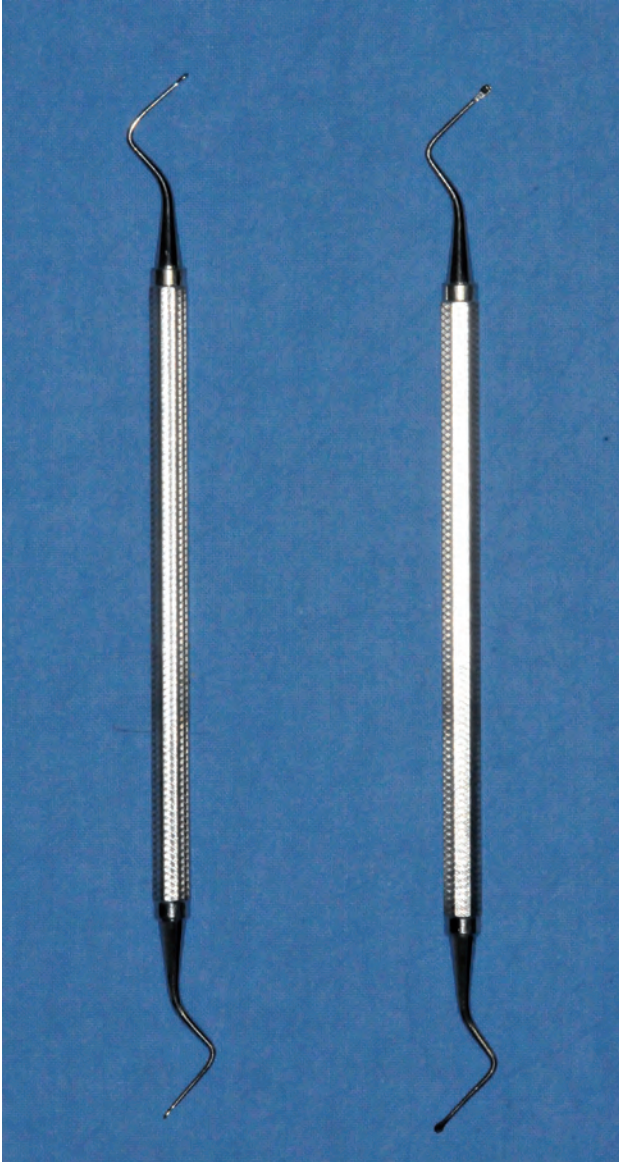


FIG. 5 Lime di Hirschfeld.

depositi dalle superfici smaltate e sottogengivali, in particolare per rimuovere o preparare i depositi di tartaro prima dell'utilizzo di un altro strumento; sono utili nei casi in cui è necessario rimuovere del tartaro brunito in quanto sono in grado di graffiare e rendere nuovamente rugosa la superficie del tartaro, facilitando quindi la sua individuazione e la sua eliminazione. L'applicazione diretta sulle superfici radicolari potrebbe determinare un'eccessiva asportazione di cemento radicolare.

7.2 Strumenti per l'igiene degli impianti dentali

Gli strumenti per la rimozione professionale dei depositi molli e duri dalle superfici implantari sono simili per forma a quelli convenzionali in acciaio, ma realizzati in materiali quali Teflon (fig. 6), plastica o fibra di carbonio per non graffiare le superfici in titanio. Possono essere sterilizzati e affilati come gli strumenti convenzionali.

Questi strumenti, però, hanno una capacità di taglio inferiore e per poter essere sufficientemente resistenti hanno generalmente dimensioni maggiori rispetto a quelli in acciaio, rendendo a volte difficoltosa la pulizia delle zone meno accessibili. Per questo motivo sono state proposte delle curette in titanio (fig. 7), generalmente da avviare su un manico con attacco a vite, con capacità di taglio simile a quella degli strumenti in acciaio.



FIG. 6 Curette in Teflon per impianti.

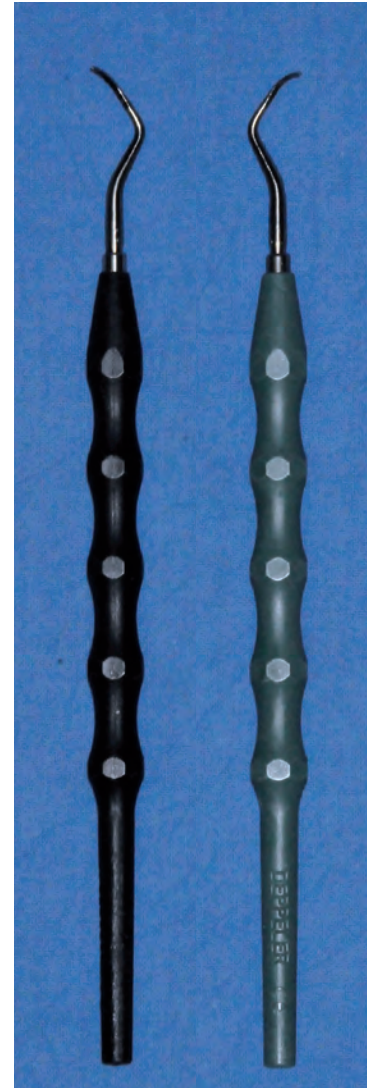


FIG. 7 Curette in titanio per impianti.

Oltre alle curette, in presenza di depositi di tartaro abbondanti, è possibile impiegare strumenti meccanici sonici o ultrasonici, le cui punte metalliche vengono rivestite da inserti monouso in materiale polimerico, plastica o silicone.

Per la lucidatura degli impianti vengono impiegati spazzolini di piccole dimensioni e coppette in gomma morbida coniche o a punta, da montare su micromotore, che permettono di entrare agevolmente fra un pilastro e l'altro. Il micromotore deve essere utilizzato a bassa velocità, evitando paste per profilassi abrasive, ma preferendo invece paste dentifricie o paste per profilassi ad abrasività ridotta. La rimozione della placca dai pilastri può essere poi completata utilizzando fili interdentali spugnosi da far scorrere attorno all'impianto.

7.3 Air-polishing

L'air-polishing è una tecnica di lucidatura professionale che sfrutta l'azione di uno spray di acqua e polvere abrasiva in un getto di aria compressa da applicare sulla superficie dentaria attraverso un manipolo apposito (fig. 8). Questa tecnica è particolarmente indicata per la rimozione delle pigmentazioni estrinseche e della placca batterica dallo smalto dentario. Deve essere evitato il suo utilizzo su dentina, cemento e restauri perché l'azione abrasiva potrebbe danneggiare la loro superficie. La prima apparecchiatura di air-polishing è stata introdotta negli anni 70 e prevedeva l'utilizzo del bicarbonato di sodio. Intorno agli inizi del 2000 sono state introdotte sul mercato altre polveri quali glicina, carbonato di calcio e triidrossido di alluminio. È possibile modulare l'azione abrasiva variando la concentrazione di acqua e della polvere abrasiva, l'intensità del getto e la sua distanza dalle superfici dentali.

Il manipolo va mantenuto a 3-5 mm dalla superficie dello smalto e indirizzato verso il terzo medio del dente, con un'inclinazione di 60-80° rispetto all'asse longitu-

dinale del dente, evitando accuratamente di dirigerlo nel solco gengivale o sui tessuti molli ed utilizzando un movimento circolare continuo.

I vantaggi di questa metodica sono la rapidità e l'efficacia nella rimozione delle macchie rispetto alla lucidatura convenzionale, riducendo l'affaticamento dell'operatore e aumentando il confort del paziente.

Lo svantaggio principale è lo sviluppo di aerosol contenenti micro-organismi e polvere, pertanto è altamente raccomandato l'uso di dispositivi di protezione individuale (mascherina e occhiali di protezione) per l'operatore e protezioni per gli occhi (occhiali) per il paziente. È inoltre controindicato in pazienti affetti da affezioni respiratorie.

7.4 Scaler sonici ed ultrasonici

Gli ablatori sonici ed ultrasonici sono dei dispositivi versatili per le procedure di igiene orale professionale. A seconda delle diverse esigenze cliniche è infatti possibile scegliere tra diversi tipi di puntali (figg. 10, 11), che si avviano facilmente sul manipolo (fig. 12). 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 magnetostrizione. Operano a frequenze comprese tra 25 e 42 kHz.

Esistono differenze nella rimozione del tartaro dai denti negli ablatori sonici ed ultrasonici.



FIG. 8 Esempio di manipolo utilizzato per l'air-polishing.



FIG. 9 Esempio di dispositivo ultrasonico.



FIG. 10 Contenitore dei diversi puntali da apporre al dispositivo ultrasonico.

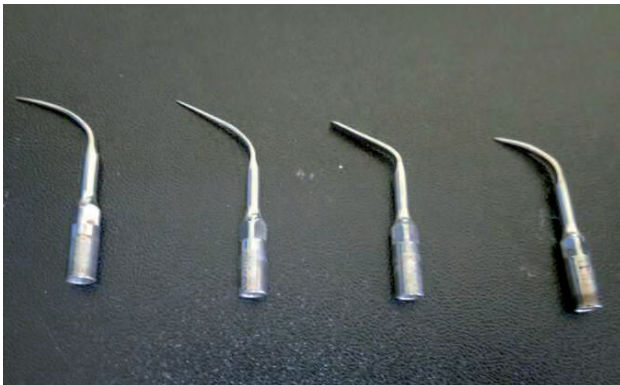


FIG. 11 Diversi puntali ultrasonici.



FIG. 12 Puntale ultrasonico appositamente montato sull'apposito manipolo ultrasonico.

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.

7.4.1 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 danneggiarne 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.

FATTORI INTRINSECI	
Passaggio di acidi gastrici nel cavo orale per:	superfici vestibolari dei denti anteriori
	reflusso gastroesofageo vomito frequente (bulimia, alcolismo, chemioterapia)
FATTORI ESTRINSECI	
Bevande acide (bibite gassate, bevande isotoniche, succhi di frutta, tè e infusi alla frutta, vino)	
Alimenti acidi (agrumi, aceto)	
Farmaci (integratori a base di vitamina C, compresse acido di acetilsalicilico da sciogliere in bocca)	

TAB. 2 Cause di erosione dentale.

7.5 Trattamento dell'erosione dentaria

L'erosione dentaria rappresenta una perdita di sostanza dentaria per azione di agenti chimici acidi e deve essere pertanto differenziata dalle forme di perdita di tessuto dentario di origine meccanica (abrasioni ed usura). Gli agenti causali possono essere acidi di origine intrinseca o estrinseca (tab. 2).

Nelle forme iniziali l'erosione si presenta come un'area una superficie liscia e lucente. Nelle fasi più avanzate si verificano modifiche della morfologia originaria. Sulle superfici lisce le zone convesse si appiattiscono o compaiono concavità, mentre l'ulteriore progressione dell'erosione dentale porta ad un arrotondamento delle cuspidi e alla comparsa di scanalature sulle cuspidi e lungo i bordi incisali. Caratteristicamente i restauri presenti sporgono rispetto alle superfici dei tessuti dentari adiacenti. In questi casi la lesione è oramai irreversibile e il trattamento prevede la riabilitazione conservativa o protesica degli elementi dentari compromessi.

Quando il processo di erosione risulta ancora reversibile, se le cause sono estrinseche la prevenzione si basa sulla riduzione del contatto delle superfici dentali con le sostanze acide, diminuendo la quantità e la frequenza di assunzione di cibi e bevande acide, limitandone il consumo durante i pasti principali e includendo nella dieta alimenti come latte e derivati ricchi di calcio e fosforo. In presenza di cause intrinseche di erosione dentaria è invece necessario l'intervento specialistico per il trattamento delle condizioni patologiche specifiche. Indipendentemente dall'eziologia, i pazienti a rischio di erosione dovrebbero essere istruiti a non spazzolare i denti subito dopo il contatto con gli acidi (almeno 30 minuti), in quanto la superficie smaltata in questa fase è maggiormente suscettibile all'azione abrasiva dello spazzolino, e a sciacquare la bocca con acqua o acqua e bicarbonato per neutralizzare l'attacco acido.

Molto importante è l'utilizzo di agenti remineralizzanti, quali prodotti a base di fluoro o fosfato di calcio. Il

mezzo più comune di applicazione del fluoro è l'utilizzo quotidiano di un dentifricio fluorato, che può essere integrato dall'uso di un collutorio o gel al fluoro per uso domiciliare o da applicazioni topiche professionali di fluoro sotto forma di gel, schiume o vernici. Sarà compito dell'operatore odontoiatrico individuare il piano di fluoroprofilassi più adeguato (modalità di somministrazione, tempi e frequenza di applicazione) in base al rischio di erosione di ciascun paziente. Risultati incoraggianti nella remineralizzazione dei tessuti duri dentari sono stati ottenuti anche con le paste a base di fosfopeptidi caseinici calcio-fosfato amorfo (CPP-ACP), da applicare quotidianamente a domicilio.

7.6 Trattamento dell'ipersensibilità dentinale

L'ipersensibilità dentinale è un caratteristico dolore che insorge dalla dentina esposta, in risposta a una varietà di stimoli termici, evaporativi, tattili, osmotici o chimici, che non può essere attribuita a qualsiasi altra forma di patologia dentaria.

Le sedi maggiormente interessate sono le regioni cervico-vestibolari di canini e premolari, seguiti da incisivi e molari.

Il meccanismo patogenetico più accreditato è la teoria idrodinamica di Bränström: lo spostamento del fluido dentinale, indotto dagli stimoli esterni, induce delle modificazioni di forma dei meccanocettori che accompagnano il prolungamento dell'odontoblasta all'interno del tubulo dentinale. Tali recettori sarebbero in grado di trasdurre il segnale "deformazione" in impulso nervoso dolorifico che viene condotto al plesso nervoso pulpare.

I fattori eziologici sono descritti in tabella 3.

Un paziente affetto da ipersensibilità va gestito facendo una corretta diagnosi, escludendo altre cause di dolore dentario e identificando i fattori eziologici e predisponenti. Per il trattamento sono utilizzati due approcci principali:

- blocco del flusso del fluido nei tubuli dentinali attraverso l'occlusione dei tubuli. Agiscono con questo principio i fluoruri (che portano alla formazione di cristalli di fluoroapatite e fluoruro di calcio), gli ossalati, i sali di stronzio, le vernici e i materiali da restauro;
- riduzione dell'eccitabilità delle fibre nervose responsabili della trasmissione dell'impulso nervoso dolorifico. Gli agenti capaci di svolgere questa azione sono prevalentemente i sali di potassio (comunemente nitrati, cloruri, citrati e ossalati).

Il trattamento per la sensibilità dentinale può essere effettuato a domicilio o professionalmente in base alla gravità del problema e alla compliance del paziente.

I trattamenti domiciliari di solito comprendono l'uso di dentifrici e collutori a base di sali potassio e di stronzio, ossalati e sali di fluoro.

I trattamenti professionali prevedono l'applicazione

Recessione
Abrasione
Erosione
Usura
Abfraction
Scorretto uso dello spazzolino
Uso di dentifricio ad elevato RDA
Sbiancamento dentario
Terapia parodontale non chirurgica

TAB. 3 Cause di ipersensibilità dentinale.

di sistemi adesivi smalto-dentinali; la realizzazione di restauri (indicati nei casi con perdita di sostanza dentaria); l'irradiazione con laser Nd:YAG per coagulare le proteine del fluido dentinale e quindi ridurre la permeabilità; l'applicazione di fluoro topico, eventualmente associato a ionoforesi; la chirurgia parodontale, indicata soprattutto per il trattamento delle recessioni gengivali.

7.7 Il laser quale strumento per l'igiene orale

Il laser (acronimo di Light Amplification by Stimulated Emission Radiation) è uno strumento applicato in molti campi della medicina, compreso quello odontoiatrico. Il laser (figg. 13, 14) è un apparecchio che produce un raggio di luce monocromatica, coerente e collimato, originato da una fonte che può essere solida (diodi, neodimio ed erbio), liquida o gassosa (CO₂). Nell'utilizzo del laser va posta particolare attenzione alla protezione degli occhi del paziente e dell'operatore per evitare l'irradiazione accidentale.

Esistono diversi tipi di laser con diverse lunghezze d'onda e diversi campi di applicazione. I più comunemente utilizzati in odontoiatria sono il laser a diodi (810-980 nm), il laser a neodimio (Nd:YAG, 1.064 nm), il laser CO₂ (anidride carbonica, 10600 nm) e il laser a erbio (Er:YAG, 2940 nm).

I laser a diodi e Nd:YAG vengono assorbiti dai pigmenti (emoglobina e melanina) contenuti nei tessuti molli, soprattutto quelli vascolarizzati e infiammati e sono particolarmente indicati per la rimozione di tessuti patologici e per il loro effetto coagulante. Le proprietà disinfettanti rendono i laser a diodi e Nd:YAG estremamente utili in parodontologia. Grazie al loro potere battericida, questi laser possono ridurre la quantità di flora batterica sub-gengivale, decontaminando le tasche parodontali da placca e tartaro e dalle endotossine batteriche. Associati alle procedure di detartrasi e di scaling i laser a diodi e Nd:YAG riducono la profondità

**FIG. 13** Apparecchio laser.**FIG. 14** Manipolo laser.

di sondaggio delle tasche parodontali e aumentano il livello di attacco parodontale. Il loro utilizzo in associazione allo scaling e al root planing determina infatti un'eliminazione dei batteri più efficace delle sole procedure manuali convenzionali, non sempre in grado di garantire la completa rimozione dei patogeni e dei loro prodotti. Il laser a diodi, inoltre, può essere utilizzato per il trattamento delle periimplantiti. Questo laser non altera infatti la superficie dell'impianto e svolge un'azione di decontaminazione del tessuto periimplantare. Viene impiegato anche nelle metodiche di sbiancamento dentario professionale. Il laser Nd:YAG, infine, può essere usato nella biostimolazione tissutale per favorire la rigenerazione dei tessuti e stimolare la crescita cellulare e nel trattamento dell'ipersensibilità dentinale. Il laser CO₂ interagisce e vaporizza le molecole d'acqua dei tessuti molli e l'acqua intracellulare dei batteri patogeni. Grazie alla sua elevata precisione e alla sua notevole azione coagulante il laser a CO₂ è particolarmente utile per gli interventi chirurgici sui tessuti molli,

per interventi di gengivectomia o gengivoplastica, per l'asportazione di neoformazioni o per la rimozione di tessuti patologici. I vantaggi sono la diminuzione del dolore e dell'edema postchirurgico, il controllo del sanguinamento e l'eliminazione, in alcuni casi, dell'anestesia e della sutura. Il laser CO₂ è invece poco indicato sui tessuti duri dentari, in quanto può provocare un eccessivo surriscaldamento della polpa.

Il laser Er:YAG viene assorbito in maniera eccellente dai cristalli di apatite. Grazie alla sua efficacia sui tessuti duri il laser Er:YAG è spesso usato in odontoiatria conservativa per la preparazione di cavità e prima dell'applicazione dei sigillanti. Il suo impiego sui tessuti duri è associato all'impiego di uno spray ad acqua e il suo vantaggio è l'assenza di rumore e di vibrazioni, che lo rende particolarmente gradito al paziente. Anche il laser Er:YAG ha effetti battericidi e decontaminanti della superficie radicolare e favorisce la guarigione riducendo l'infiammazione e attivando la proliferazione cellulare. Inoltre, è efficace nella rimozione del tartaro, senza provocare alterazioni del substrato dentale, a differenza del laser CO₂, che provoca la fusione e la carbonizzazione del tartaro e del cemento sottostante.

7.7.1 Indicazioni terapeutiche in igiene orale

I vantaggi della tecnica laser assistita nei confronti delle tecniche alternative classiche sono rappresentati da:

- › modificazioni positive dei tessuti (ricondizionamento dentinale, ablazione di tessuti, decontaminazione batterica);
- › riduzione di trauma, dolore e anestesia;
- › biostimolazione e accelerazione della guarigione tissutale;
- › ridotto rischio di eventi avversi con esiti permanenti, che risultano virtualmente assenti applicando le corrette procedure.

Nell'identificare gli interventi di pertinenza dell'igienista dentale si è considerato l'esclusione di interventi chirurgici e/o che richiedano somministrazione di farmaci sistemici che risulterebbero in contrasto con le competenze dell'odontoiatra. I settori di applicazione risultano 4: ipersensibilità dentale, sbiancamento, decontaminazione di tasche parodontali e perimplantiti.

Ipersensibilità dentale

L'indicazione al trattamento è data da lesioni minime (difetti dello smalto, recessioni gengivali, fratture, abrasioni), che non richiedano interventi di conservativa o di parodontologia.

Il trattamento laser risulta più rapido e duraturo del trattamento classico con soli gel e vernici a base di fluoruri (ossalato ferrico e di fluoruro di sodio o stannoso), soprattutto per quanto riguarda la persistenza dell'impermeabilizzazione allo spazzolamento prolungato e ripetuto.

L'effetto fototermico del laser provoca il ricondizionamento dentinale che consiste:



FIGG. 15
Desensibilizzazione per ipersensibilità dentale laser assistita.

- › nella chiusura dei tubuli mediante fusione superficiale e cristallizzazione della idrossiapatite (melting);
- › nella coagulazione dei fluidi tissutali contenuti nei tubuli dentinali, riducendo la permeabilità e la conduttanza idraulica.

La procedura riduce anche il rischio di progressione cariosa a seguito dell'aumento della resistenza alla decalcificazione della dentina vetrificata di prodotti acidi del metabolismo batterico.

Sono utilizzati i laser a diodi e al neodimio.

Il laser a diodi è meno efficace a causa della minima interazione con l'idrossiapatite e richiede l'ausilio di desensibilizzanti; rappresenta, tuttavia, l'applicazione più frequente per maneggevolezza e ridotti costi di acquisto

Il laser Nd:Yag modifica efficacemente il reticolo cristallino dello smalto e sigilla i tubuli dentinali sino a una profondità di 4 micron; i parametri raccomandati sono 0,3W, 10 Hz, 30 mJ (fig. 15).

Sbiancamento

Le pigmentazioni dentali sono distinte in base all'eziologia in:

- › estrinseche da cibi (tabacco, caffè, tè, vino, liquirizia), da placca e tartaro, da colluttori e dentifrici (clorexidina, sanguinaria, fluoruro stannoso) e da batteri cromogeni; sono trattate prevalentemente con l'igiene e la lucidatura, ricorrendo allo sbiancamento per le forme più tenaci e persistenti;
- › intrinseche pre-eruttive (eritroblastosi fetale, tetraciline, fluorosi, amelogenesi imperfetta) e post-eruttive (emorragie pulpari, cementi endodontici, amalgame d'argento, traumi, invecchiamento); sono trattate con lo sbiancamento di superficie.

Lo sbiancamento consiste in una reazione di ossidoriduzione (red-ox) in cui l'ossigeno, degrada i gruppi cromofori e auxocromi delle molecole di pigmento; il



FIGG. 16 Esempio di sbiancamento con tecnica laser. Caso iniziale e finale.

processo è accelerato dalla temperatura.

L'effetto fototermico e fotochimico indotti dal laser permettono ai prodotti ad azione ossido-riduttiva di lavorare a maggior profondità, determinando risultati più rapidi e duraturi rispetto le tecniche tradizionali (fig. 16). Si utilizzano i laser a diodi e a Nd:Yag, con manipoli dedicati (defocalizzati, no contact), che emettono uno spot di luce sufficiente a irradiare l'intero dente.

Le paste specifiche per laser sono a base di perossido d'idrogeno o carbamide e contengono pigmenti rossi associati, per concentrare l'azione a livello della giunzione amelo-dentinale e agire come filtro per ridurre il surriscaldamento pulpare (rischio di necrosi per aumenti di 5° C della temperatura pulpare).

Le controindicazioni al bleaching sono rappresentate da fratture dello smalto, otturazioni infiltrate, ipersensibilità, problemi parodontali.

Decontaminazione di tasche parodontali

Il laser trova indicazione nella terapia parodontale iniziale e di mantenimento, permettendo di raggiungere zone difficilmente trattabili con strumenti e collutori antisettici, ottenendo guarigioni più rapide ed efficaci del solo trattamento meccanico e ultrasonico.

È possibile trattare tasche parodontali in assenza di anestesia.

La bassa potenza e i brevi tempi di applicazione indicati sono finalizzati ad ottenere i seguenti effetti: la decontaminazione batterica, la rimozione del tessuto di granulazione, l'emostasi, la biostimolazione di fibroblasti e osteoblasti con conseguente riduzione delle profondità di sondaggio.

Il laser a diodi risulta maggiormente diffuso per facilità d'uso della fibra ottica flessibile.

Il laser Nd:Yag si utilizza con procedure e risultati simili

al diodi mediante fibra ottica da 300 micron, 1,5 W con ampiezza d'impulso media (150-200 msec).

Decontaminazione di superfici implantari e difetti perimplantari

L'utilizzazione del laser a diodi è indicato nel trattamento di mucositi e di perimplantiti infettive; sia come terapia di mantenimento in difetti di lievi entità (2-5 mm) in assenza di mobilità dell'impianto, che come preparazione iniziale in prospettiva di un intervento chirurgico per rigenerazione perimplantare.

Si utilizzano i laser a diodi 810-980 nm, che non alterano le superfici implantari e determinano un'efficace azione di decontaminazione profonda perimplantare e una rapida guarigione (biostimolazione). Le modalità di applicazione sono simili a quelle utilizzate per la decontaminazione delle tasche parodontali.

7.7.2 Considerazioni sulla liceità dell'utilizzo del laser da parte delle igienista dentale

Attualmente in Europa la formazione universitaria per igienisti dentali è prevista in più di 25 paesi con percorsi formativi sovrapponibili; mentre sussistono differenze rilevanti sulla interpretazione dell'autonomia e responsabilità professionale di tale categoria.

In questo senso non sussiste attualmente in Italia una visione condivisa inerente la liceità e i limiti di applicazione della terapia laser da parte degli igienisti dentali. Un buon punto di partenza per analizzare la questione sotto l'aspetto sociologico è il seguente: lo scopo delle professioni non è quello di detenere conoscenze, ma di usarle, ossia di trasformarle in servizi vendibili sul mercato.

A questo atteggiamento si contrappongono le richieste di maggiore autonomia da parte dei paramedici (in ambito odontoiatrico da parte degli igienisti dentali), definite come offensiva delle occupazioni sanitarie nei confronti delle dominanza medica.

In Italia i profili professionali identificati dalla legge n. 42/1999 "Disposizioni in materia di professioni sanitarie" sono atti normativi che attribuiscono in modo ampio competenze a una determinata figura, del suo ambito autonomo e collaborante.

I laureati in igiene dentale sono operatori delle professioni dell'area tecnico-sanitaria, autorizzati a operare nell'ambito della prevenzione delle affezioni oro-dentali, in autonomia professionale, presso strutture sanitarie, pubbliche o private, in regime di dipendenza o libero professionale.

Il profilo professionale prevede competenze generali e ruoli specifici (L. 137/99):

- › rilevazione di dati clinici e statistici mediante cartelle cliniche, fotografie, radiografie e impronte;
- › prevenzione primaria delle affezioni oro-dentali, mediante interventi di educazione sanitaria (igiene orale, norme alimentari), profilassi della carie (fluoroprofilassi, sigillature), segnalazione di lesioni orali;

- › prevenzione secondaria finalizzata a bloccare patologie in atto con terapie di supporto e mantenimento (terapia parodontale non chirurgica) e per finalità estetiche (bleaching).

In questo senso la terapia laser a bassa potenza rappresenta un trattamento non chirurgico, contraddistinto da un limitato rischio di eventi avversi; che rientra nelle competenze dell'igienista, in quanto efficace attività nell'ambito dell'estetica, dell'ipersensibilità dentinale, della terapia di supporto e mantenimento parodontale e implantare.

Sviluppando tali ordini di considerazioni la liceità del trattamento laser in igiene orale risulta corroborata, fatti salvi alcuni presupposti normativi:

- › l'attività è subordinata alle indicazioni di odontoiatri;
- › rimangono estranee agli igienisti competenze inerenti diagnosi, terapie farmacologiche sistemiche (anestesia) e terapie chirurgiche;
- › corsi specifici attivati in corsi di formazione universitaria e postuniversitaria (master) riconoscono valore abilitante.

Le considerazioni giuridiche risultano in armonia con le riflessioni di sociologia del lavoro, secondo cui la maggiore autonomia delle professioni sanitarie laureate non mediche (a scapito della tradizionale dominanza medica) si inquadra in un processo globale di riforma dei sistemi sanitari, che risponde a crescenti domanda di demedicalizzazione, di facilitata accessibilità ai servizi e di riduzione dei costi, secondo un'ottica di mercato regolato da meccanismi concorrenziali di domanda e di offerta.

Bibliografia

- › Addy M, Dowell P. Dentine hypersensitivity—a review. Clinical and in vitro evaluation of treatments. *J Clin Periodontol.* 1983 Jul;10(4):351-63.
- › 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.
- › Arabaci T, Ciçek Y, Canakçi CF. Sonic and ultrasonic scalers in periodontal treatment: a review. *Int J Dent Hyg.* 2007 Feb;5(1):2-12. Review.
- › Benci L. Le professioni sanitarie non mediche. Milano: McGraw-Hill; 2002.
- › Busslinger A, Lampe K, Beuchat M, Lehmann B. A comparative in vitro study of a magnetostrictive and a piezoelectric ultrasonic scaling instrument. *J Clin Periodontol.* 2001 Jul;28(7):642-9.
- › Cobb CM. Lasers in periodontics: a review of the literature. *J Periodontol.* 2006;77:545-564.
- › De Leo D, Orrico M. Medicina legale e delle assicurazioni in odontoiatria e protesi dentaria. Milano: ed libr. Cortina;2005.
- › DM 14 settembre 1994, n. 669 "Regolamento concernente la individuazione della figura e relativo profilo professionale dell'igienista dentale"
- › DM 15 aprile 1999, n. 137 "Regolamento recante norme per l'individuazione della figura e relativo profilo professionale dell'igienista dentale"
- › DM 2 aprile 2001 "Determinazione delle classi di lauree specialistiche universitarie delle professioni sanitarie".
- › DM 26 gennaio 1988, n. 30 "Identificazione dei profili professionali attinenti a figure nuove atipiche e di dubbia ascrizione ai sensi dell'art. 1, quarto comma, del decreto del Presidente della Repubblica 20 dicembre 1979, n.761.
- › Dowell P, Addy M. Dentine hypersensitivity – a review, aetiology, symptoms and theories of pain production. *J Clin Periodontol.* 1983 Jul;10(4):341-50.
- › Drisko CL, Cochran DL, Blieden T, Bouwsma OJ, Cohen RE, Damoulis P et al. Position paper: sonic and ultrasonic scalers in periodontics. *J Periodontol.* 2000 Nov;71(11):1792-801.
- › Farronato G. Odontostomatologia per l'igienista dentale. Padova: Edizioni Piccin, 2007.
- › 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 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.
- › Legge 26 febbraio 1999, n.42 "Disposizioni in materia di professioni sanitarie".
- › Lennemann T. From Debridement to Therapy: Advances in Air Polishing. *Oral Hygiene* 2012; 30-35. www.oralhealthgroup.com
- › 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.
- › Lussi A. Dental Erosion-Novel Remineralizing Agents in Prevention or Repair. *Adv Dent Res.* 2009;21(1):13-6.
- › Lussi A. Dental erosion: from diagnosis to therapy. Monographs in Oral Science, Vol. 20. Augusta, GA: Whitford GM; 2006.
- › Maiorana C, Salina S. Laser a diodi. Carimate (Co): Ariesdue; 2004.
- › 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.
- › Montagna F. Odontoiatria legale: responsabilità professionale. Quaderno degli amici di Brugg n. 25, Rimini 2008.
- › Montagna F, Baldoni M, Piras V. Testo atlante di odontoiatria medico-legale. Milano: Elsevier-Masson, 2005.
- › Nield-Gehrig JS. Fundamentals of Periodontal Instrumentation and Advanced Root Instrumentation. Sixth edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
- › Piras A, Montagna L, Bassetti E, Giannoni M, Montagna F. Indicazioni e liceità della terapia laser in igiene orale. *Doctor Os* Ottobre 2010; XXII (3): 249-261.
- › Rossmann JA, Cobb CM. Lasers in periodontal therapy. *Periodontol.* 2000. 1995 Oct;9:150-64.
- › Setcos JC, Mahyuddin A. Noise levels encountered in dental clinical and laboratory practice. *Int J Prosthodont.* 1998 Mar-Apr;11(2):150-7.
- › SILO. Laser in clinica odontoiatrica. Milano: ed Erre e Erre ADV; 2004.
- › 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.
- › Tani Botticelli A. Imparando dall'esperienza. Rimini: Edizioni Ariminum Odontologica; 2007.
- › Trenter SC, Walmsley AD. Ultrasonic dental scaler: associated hazards. *J Clin Periodontol.* 2003 Feb;30(2):95-101.
- › Vitale MC, Caprioglio C. Lasers in dentistry. Bologna: Edizioni Martina; 2010.
- › 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.

CAPITOLO 8

MATERIALI PER LA VALUTAZIONE E IL TRATTAMENTO DELL'ALITOSI

Il termine “alitosi”, dal latino “habitus” (alito), e dal greco “osis” (affezione), è utilizzato per indicare qualsiasi odore sgradevole proveniente dall'aria espirata.

Secondo la maggior parte degli studi presenti in letteratura, circa il 30% delle persone presentano alitosi.

In circa l'85% di esse, la causa risiede nel cavo orale. Il cattivo odore infatti, solo di rado presenta cause tipicamente extraorali (cause respiratorie, cause gastrointestinali o metaboliche).

I fattori predisponenti l'alitosi di tipo orale comprendono la scarsa igiene orale, l'iposalivazione, l'utilizzo di apparecchi dentali, e la presenza di malattie gengivali, parodontali e della mucosa.

Il cattivo odore di origine orale deriva principalmente dalla flora microbica residente sul dorso della lingua, e vi è una stretta correlazione tra la quantità di microbi presenti su di esso (biofilm) ed il grado di alitosi.

È noto che esiste una complessa interazione tra le diverse specie batteriche, perché nessuna singola infezione è stata invariabilmente associata all'alitosi. Le specie batteriche gram negative tendono a produrre cattivo odore in seguito alla crescita in vitro in presenza di aminoacidi.

Le glicoproteine salivari però, prima di essere degradate da questi, possono essere parzialmente scisse da alcuni batteri gram positivi, grazie alla presenza di enzimi come le β -galattosidasi.

I prodotti della degradazione batterica, responsabili dell'alito cattivo sono i composti volatili dello zolfo (VSC) (fig. 1), in particolare solfuro di idrogeno (H_2S), metil mercaptano (CH_3SH), ed il dimetilsolfuro [$(CH_3)_2S$], o altri composti come l'acido butirrico, l'acido propionico, la putrescina, e la cadaverina.

8.1 Valutazione dell'alitosi

I tre metodi principali di misura dell'alitosi sono la valutazione organolettica, la gas cromatografia (per esempio con l'Oralchroma), ed il monitoraggio dei composti volatili dello zolfo (per esempio Halimeter). Misure supplementari o alternative sono il BANA-test, il test di incubazione salivare, la quantificazione delle β -galattosidasi salivari, il monitoraggio dell'ammoniaca, il test della ninidrina, e l'utilizzo della PCR (polymerase chain reaction).

La misurazione organolettica, consiste nel valutare olfattivamente, secondo una scala di riferimento, l'intensità dell'alito cattivo nell'aria espirata dal paziente. Questo metodo produce risultati non riproducibili, in quanto dipendono dal giudizio soggettivo dell'esaminatore.

La gas cromatografia è in grado di determinare la qualità e la quantità di VSC nella gamma dei subnanogrammi.

L'Oralchroma (OralChromaTM, Abilit, Osaka, Japan; Envin Scientific Ltd. Technology House, Chowley

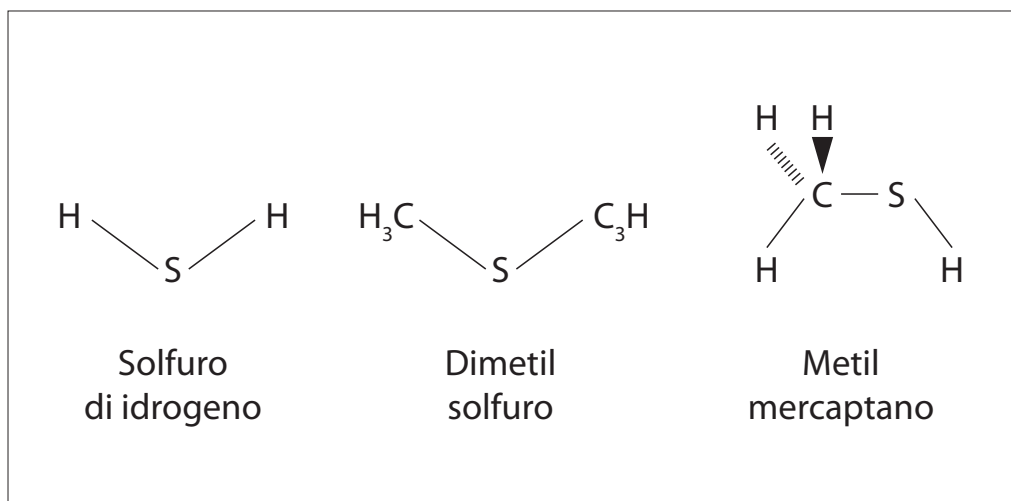


FIG. 1 Struttura chimica dei composti volatili dello zolfo.



FIG. 2 Dispositivo OralChroma.



FIG. 3 In questo esempio, l'OralChroma ha rilevato delle concentrazioni superiori alla media di tutti e tre i VSC associati all'alitosi.

Oak, Tattenhall, Chester, Cheshire, UK) è un i gas cromatografo portatile ed è in grado di differenziare le diverse quantità dei singoli VSC (figg. 2, 3). A contrario l'Halimeter (Interscan Corp., Chatsworth, CA, USA), fornisce esclusivamente la misura totale di questi espressa in ppb.

8.2 Trattamento dell'alitosi

Negli ultimi quattro decenni è stata approfondita sia la terapia chimica che quella meccanica per il trattamento dell'alitosi.

Nella maggior parte dei pazienti, il trattamento è principalmente diretto verso la cura delle malattie orodentali, al fine di eliminare i residui di cibo ed il biofilm sia dai denti che dal dorso linguale. In concomitanza alle procedure professionali, il paziente deve essere invitato a seguire rigorosamente tutte le procedure di igiene orale, con il sistematico e corretto utilizzo del filo interdentale, lo spazzolamento e la pulizia della lingua.

Molti autori concordano che la soluzione ai proble-

mi di alitosi deve includere la riduzione della carica batterica intraorale e/o la conversione di VSC in sostanze non volatili.

Il primo obiettivo può essere raggiunto tramite la rimozione meccanica del biofilm linguale, attraverso pulisci lingua.

Nel secondo caso, invece, vengono utilizzati colluttori specifici che, legandosi ai VSC, li trasformano in sali, non più volatili.

Gli ioni metallici e gli agenti ossidanti, come il perossido d'idrogeno, il biossido di cloro e la clorammina, sono attivi nel neutralizzare i VSC. Il cloruro di zinco ha anche la capacità di inibire la proteasi batterica della cisteina.

Trattamenti emergenti includono l'utilizzo di probiotici e vaccini mirati contro microrganismi o loro prodotti.

Bibliografia

- Cortelli JR, Barbosa MD, Westphal MA. Halitosis: a review of associated factors and therapeutic approach. *Braz Oral Res.* 2008;22 Suppl 1:44-54.
- De Jong MH, Van Der Hoeven JS. The growth of oral bacteria on saliva. *J Dent Res.* 1987 Feb;66(2):498-505.
- Delanghe G, Ghyselen J, Van Steenberghe D, Feenstra L. Multidisciplinary breath-odour clinic. *Lancet.* 1997 Jul 19;350(9072):187.
- Goldberg S, Kozlovsky A, Rosenberg M. Association of diamines with oral malodor. In: *Bad breath: research perspectives.* 2nd ed. Rosenberg M, editor. Tel Aviv: Ramot publishing-Tel Aviv University; 1997. pp. 71-85.
- Hartley MG, El-Maaytah MA, McKenzie C, Greenman J. The tongue microbiota of low odour and malodorous individuals. *Microb Ecol Health Dis.* 1996;9:215-223.
- Lee SS, Zhang W, Li Y. Halitosis update: a review of causes, diagnoses, and treatments. *J Calif Dent Assoc.* 2007 Apr;35(4):258-60, 262, 264-8.
- Outhouse TL, Al-Alawi R, Fedorowicz Z, Keenan JV. Tongue scraping for treating halitosis. *Cochrane Database Syst Rev* 2006; 19;(2):CD005519.
- Persson S, Edlund MB, Claesson R, Carlsson J. The formation of hydrogen sulfide and methyl mercaptan by oral bacteria. *Oral Microbiol Immunol.* 1990 Aug;5(4):195-201.
- Petriani M, Trentini P, Ferrante M, D'Alessandro L, Spoto G. Spectrophotometric assessment of salivary β -galactosidases in halitosis. *J Breath Res.* 2012 Jun;6(2):021001.
- Richter V J, Tonzetich J. The application of instrumental technique for the evaluation of odoriferous volatiles from saliva and breath. *Arch Oral Biol* 1964;16:47-54.
- Scully C, Greenman J. Halitology (breath odour: aetiopathogenesis and management). *Oral Dis.* 2012 May;18(4):333-45.
- Tangerman A, Winkel EG. Extra-oral halitosis: an overview. *J Breath Res.* 2010 Mar;4(1):017003.
- van den Broek AM, Feenstra L, de Baat C. A review of the current literature on aetiology and measurement methods of halitosis. *J Dent.* 2007 Aug;35(8):627-35.
- Yaegaki K, Suetaka T. The effect of zinc chloride mouthwash on the production of oral malodor, the degradation of salivary cellular elements and proteins. *J Dent Hlth* 1989;9: 377-386.

MATERIALI E TECNOLOGIE PER GLI SBIANCAMENTI DENTALI



FIG. 1 Discromia dentale post eruttiva da trauma dell'elemento 2.1 e presenza di una ricostruzione incongrua in materiale composito.

9.1 Lo sbiancamento

Il colore di un dente è influenzato dalla colorazione intrinseca del dente stesso e dalla presenza di macchie estrinseche che si possono formare sulla superficie dei denti. La diffusione e l'assorbimento della luce all'interno dello smalto e della dentina danno luogo al colore intrinseco dei denti e poiché lo smalto è relativamente traslucido, le proprietà della dentina possono svolgere un ruolo importante nel determinare il colore. Le macchie estrinseche tendono a formarsi in aree dell'elemento dentario che sono meno accessibili agli spazzolini e all'azione abrasiva di un dentifricio, e sono spesso causate dal fumo, dall'assunzione di alimenti ricchi di tannino e dall'uso di alcuni agenti cationici quali la clorexidina, o da sali di metalli quali stagno e ferro. Secondo un articolo di Nathoo pubblicato nel 1997 è possibile classificare le pigmentazioni del dente in estrinseche ed intrinseche.

Le discromie estrinseche sono causate da pigmentazioni depositate sulla superficie del dente e vengono a loro volta suddivise in tre sottogruppi:

- › tipo-N1 in cui il cromogeno si lega alla superficie del dente favorendo la formazione di una pigmentazione con la stessa colorazione del cromogeno stesso (cibi e bevande come carote, rape rosse, liquirizia, caffè, vino rosso, tè ecc);
- › tipo-N2 in cui il cromogeno cambia colore dopo essersi depositato sull'elemento, questo cambiamento cromatico può essere causato da una modificazione di tipo chimico (macchie giallastre situate nelle aree interprossimali dei denti);
- › tipo-N3 sono quelle che si formano a causa di reazioni chimiche che determinano la discolorazione di sostanze, inizialmente incolori, depositate sulla superficie dell'elemento dentario (clorexidina, cibi ad elevato contenuto di carboidrati, fluoruro stannoso).

Le discromie intrinseche sono causate dalla presenza della pigmentazione all'interno dello smalto e/o della dentina e possono essere suddivise a seconda del perio-

do di azione della noxa patogena in pre e post eruttive:

- › tetraciclina, fluorosi, disordini ematologici e anomalie di struttura quali amelogenesi e dentinogenesi imperfetta sono tutti agenti che possono causare discromie intrinseche pre eruttive;
- › traumi, terapie endodontiche incongrue e invecchiamento possono causare discromie intrinseche post-eruttive (fig. 1).

I metodi per la rimozione delle discromie dentarie sono molteplici. Gli approcci possono diversificarsi a seconda della natura della discromia, dal suo grado e dalle condizioni dell'elemento dentario (sano, vitale, non vitale, cariato, ricostruito): possiamo distinguere gli approcci domiciliari da quelli professionali.

Per il trattamento domiciliare sul mercato sono disponibili una notevole quantità di agenti sbiancanti da usare nelle pratiche di igiene orale quotidiano, quali dentifrici, colluttori, fili interdentali e spazzolini sbiancanti, gomme da masticare e specifici prodotti per lo sbiancamento domiciliare di denti vitali, mentre per il trattamento professionale gli approcci sono distinti in detersione professionale della superficie dentale, sbiancamento professionale di denti vitali e non vitali, ricopertura degli elementi dentari con dispositivi conservativi o protesici (ricostruzioni in composito, faccette e corone).

9.2 Il trattamento professionale

9.2.1 Detersione professionale delle superfici dentali

Le sedute di igiene professionale sono delle tecniche di sbiancamento di tipo meccanico: l'uso di sostanze abrasive contenute nelle paste profilattiche e la detartrasi stessa sono in grado di prevenire l'accumulo di pigmentazioni e di rimuovere le macchie discromiche estrinseche che sono presenti sulla superficie dentale (tartaro, placca, nicotina ecc.)

9.2.2 Lo sbiancamento professionale

Lo sbiancamento professionale è una procedura di tipo chimico che sfrutta le proprietà di particolari principi attivi. Normalmente viene eseguita utilizzando agenti sbiancanti con concentrazioni elevate per disgregare i gruppi cromogeni responsabili della pigmentazione dentaria, rendendo la superficie dei denti più bianca. Con lo sbiancamento professionale i denti possono essere sbiancati con successo utilizzando agenti sbiancanti (perossido di idrogeno, perossido di carbamide, acido borico, solfato di sodio) altamente concentrati (30-35%) (fig. 2). Le procedure alla poltrona sembrano rappresentare una valida alternativa alle applicazioni domiciliari soprattutto nel caso di macchie molto intense, denti singoli decolorati, mancanza di compliance del paziente o, se viene richiesta, per una soluzione rapida del problema. Il trattamento professionale può essere applicato anche come una sorta di terapia di attacco, in modo da avviare il processo di sbiancamento che può essere proseguito dal paziente con le tecniche domiciliari. In genere, una singola seduta di sbiancamento non è sufficiente per ottenere risultati ottimali. Ciò significa che la procedura deve essere ripetuta più volte durante un appuntamento o anche negli appuntamenti successivi che sono necessari per ottenere i risultati ottimali sperati.



FIG. 2 Sbiancamento professionale con prodotto a base di perossido di idrogeno al 35%.



FIG. 3 Stesso caso della figura 1 dopo aver effettuato lo sbiancamento professionale ed aver sostituito la vecchia ricostruzione.

I composti sbiancanti possono essere suddivisi in base al loro meccanismo di azione in ossidanti e riducenti.

Gli ossidanti a loro volta vengono distinti in:

- › diretti (perossido di idrogeno), in cui la scissione del componente determina la liberazione dell'ossigeno che è responsabile dell'azione sbiancante;
- › indiretti come il cloro il quale, reagendo con l'acqua, forma acido cloridrico ed ossigeno.

Gli agenti riducenti, oggi poco utilizzati, sono costituiti da una miscela di acido borico e solfato di sodio. Tale miscela libera acido solforoso che, avendo una notevole affinità per l'ossigeno, sottrae quest'ultimo alla sostanza colorata che viene così decomposta.

Gli attuali sistemi per lo sbiancamento professionale dei denti sono basati principalmente sugli agenti di tipo ossidante come il perossido di idrogeno e uno dei suoi precursori, il perossido di carbamide.

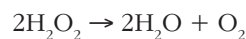
Queste molecole determinano uno sbiancamento dei cromogeni all'interno della dentina, riducendo così il colore del corpo dentale e sono spesso usati in combinazione con un agente attivante come il calore, la luce o il laser. Tali agenti possono essere applicati esternamente ai denti (sbiancamento dei denti vitali) o internamente (sbiancamento dei denti non vitali).

9.2.2.1 Il perossido di idrogeno

Il perossido di idrogeno o acqua ossigenata (H_2O_2) è un agente ossidante che si presenta sotto forma di un liquido incolore con un sapore amaro. Grazie alle sue proprietà, è impiegato per un ampio numero di applicazioni a livello industriale. Ad esempio, viene utilizzato come sostanza sbiancante per decolorare tessuti, capelli, pellicce e alimenti; è impiegato nel trattamento di depurazione delle acque, come disinfettante e nella distillazione del vino. In virtù delle sue proprietà sbiancanti, il perossido di idrogeno è un composto che viene ampiamente utilizzato per la produzione dei numerosi prodotti indicati per lo sbiancamento dentale.

Il meccanismo d'azione del perossido di idrogeno

Il perossido di idrogeno è un composto chimico inorganico contenente il gruppo caratteristico formato da due atomi di ossigeno uniti da un legame covalente semplice (legame O-O): in soluzione è un composto instabile e si decompone liberando ossigeno gassoso secondo la seguente reazione:



La sua forma più stabile, ottenuta grazie all'aggiunta di agenti chelanti che sono in grado di legare gli ioni metallici liberi, risulta essere quella indissociata.

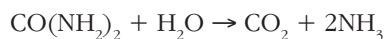
Il pH ideale per ottenere la migliore efficacia di questo agente ossidante è quello basico, con valori che oscillano da 9,5 a 10,8, poichè a questo livello di pH si ottiene durante la ionizzazione del perossido di idrogeno il maggior numero di radicali liberi, che aumentano l'effetto sbiancante.

Grazie alla microporosità presenti sulla superficie dello smalto che si prolungano negli spazi interprismatici, l'ossigeno libero, sprigionato dalla scissione del perossido, penetra nella struttura porosa fino a raggiungere la giunzione amelodentinale, agendo sui gruppi cromofori annidati all'interno della struttura dentaria. L'ossigeno libero e i suoi radicali rappresentano l'agente ossidante, che è in grado di rimuovere la materia inorganica libera dal dente, senza andare a dissolvere la matrice dello smalto, e che riesce a convertire le discromie dentali in tonalità più chiare. Le molecole del pigmento subiscono un processo di decomposizione che avviene grazie alla rottura dei doppi legami da parte dell'ossigeno che le scompone in particelle più semplici e incolori che, grazie alla maggiore solubilità vengono facilmente eliminate attraverso il lavaggio. La progressione del processo di sbiancamento porta ad un processo di saturazione, la superficie dello smalto si satura di agente sbiancante, per cui l'effetto del trattamento sbiancante arriva ad esaurirsi: è a questo punto che si deve terminare lo sbiancamento per evitare di causare danni alla superficie dentale.

9.2.2.2 Il perossido di carbamide

Il perossido di carbamide ($\text{NH}_2\text{-CO-NH}_2$) è un agente organico con proprietà ossidanti, che risulta essere composto da perossido di idrogeno e urea; il perossido di carbamide al 10% viene degradato per una quota del 3% in perossido di idrogeno e del 7% in perossido di urea. L'urea mantiene il pH intorno a valori pari a 6,5-6,8, riducendo il rischio di dissoluzione dello smalto, mentre il perossido di idrogeno, grazie al suo basso peso molecolare, attraversa lo smalto e dissociandosi determina la liberazione di ossigeno.

Il meccanismo di azione di questo composto è analogo a quello del perossido di idrogeno, la differenza viene evidenziata dalla presenza di urea che è responsabile dell'effetto antiplacca. L'urea, infatti, si scinde in anidride carbonica ed ammoniaca secondo la seguente formula



determinando un aumento del pH che ostacola la formazione della placca stessa.

Differentemente dal perossido di idrogeno, il perossido di carbamide, grazie alla sua proprietà di rilasciare urea risulta essere un prodotto molto più stabile e duraturo nel tempo. È un prodotto che si è dimostrato efficace anche nel trattamento dei denti non vitali.

Alcuni prodotti sbiancanti possono contenere polimeri dell'acido poliacrilico, come il Carbopol, che hanno lo scopo di aumentare la viscosità del gel che viene applicato sulla superficie dentale. Queste sostanze determinano un rallentamento e un controllo del rilascio di ossigeno e aumentano l'aggressività del prodotto sulle superfici dentarie grazie alla loro azione inibitrice esercitata sulle perossidasi salivari che sono enzimi antago-

nisti del meccanismo sbiancante del perossido di idrogeno.

9.2.2.3 Gli effetti collaterali

I possibili effetti collaterali di un trattamento sbiancante professionale sono i seguenti.

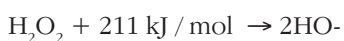
- › **Sensibilità dentale:** gli agenti ossidanti determinano una maggiore presenza delle porosità sulla superficie dello smalto che sono responsabili della sensibilità dentale post-operatoria che è variabile da persona a persona e da prodotto a prodotto, è quasi sempre reversibile entro i 2-3 giorni dalla fine del trattamento ed è comunque controllabile dall'operatore odontoiatrico anche durante il corso del trattamento stesso. Il trattamento sbiancante in alcuni casi può portare ad una riduzione della microdurezza dello smalto che, tuttavia, grazie ad un processo di rimineralizzazione, torna alle condizioni iniziali. I principi attivi degli agenti sbiancanti sono responsabili delle alterazioni dello smalto che si verificano dopo un trattamento professionale: inizialmente si pensava che queste alterazioni fossero imputabili alla forte acidità del prodotto, invece con studi successivi si è scoperto che la causa sono le elevate concentrazione del prodotto che possono portare alterazione morfologiche all'interno dello smalto, non solo in superficie ma anche in profondità. I radicali liberi, attivi contro le molecole pigmentanti, non presentando specificità d'azione possono danneggiare anche la componente organica dello smalto, aumentando la permeabilità della superficie dentale che permette all'urea di penetrare (in percentuali molto basse) e causare la denaturazione delle proteine strutturali.
- › **Sensibilità dentale elevata:** questa si verifica se sono presenti molte otturazioni sui denti a contatto con il prodotto sbiancante a causa di una penetrazione più profonda degli agenti ossidanti all'interno dell'elemento dentario. L'azione dell'ossigeno libero sul collagene pulpale determina un lento rilascio di agenti dell'infiammazione che sono responsabili dell'ipersensibilità dentinale.
- › **Irritazione dei tessuti molli:** per poter effettuare un trattamento sbiancante è necessario isolare il campo operatorio per proteggere la mucosa gengivale: a tal fine sono disponibili prodotti come la diga di gomma e la diga liquida che permettono di isolare i denti e impediscono al materiale di venire a contatto direttamente con i tessuti molli. Questo permette di evitare la formazione di lesioni orali che danno sensazioni di bruciore, gusto sgradevole e irritazione gengivale più o meno acute.
- › **Impossibilità di effettuare restauri adesivi subito dopo il trattamento:** la presenza di radicali liberi residui sulla superficie del dente influenza in maniera negativa il legame adesivo. Per questo motivo è opportuno aspettare almeno due settimane dalla fine del trattamento per ottenere un legame adesivo clinicamente accettabile.

9.2.2.4 Metodi per accelerare il processo di sbiancamento

Per accelerare il processo di sbiancamento l'agente sbiancante può essere attivato attraverso l'aumento di temperatura. Principalmente, l'applicazione di una fonte di calore, o di una luce o del laser è usata per aumentare la temperatura dell'agente sbiancante applicato alla superficie del dente. Da un punto di vista scientifico, i dati relativi ai meccanismi di azione e all'efficacia del laser, della luce e del calore sull'attivazione dei sistemi sbiancanti per uso dentale sono ancora limitati.

La termocatalisi

Il rilascio di radicali ossidrilici del perossido viene accelerato da un aumento della temperatura secondo la seguente equazione:



Ciò significa che per ogni aumento di temperatura di 10°C la velocità di scissione del perossido di idrogeno in ioni ossidrilici aumenta di un fattore di 2,2, determinando l'efficacia del trattamento sbiancante. Tuttavia, l'intervallo utile per un aumento di temperatura è limitato a causa delle possibilità di danneggiare la polpa dentaria.

Se la luce viene applicata su un prodotto sbiancante, come un gel sbiancante, una piccola frazione viene assorbita e la sua energia viene convertita in calore. Molto probabilmente, questo è il principale meccanismo di azione di tutte le procedure di sbiancamento fotoattivabili. Al fine di aumentare l'assorbimento della luce e, di conseguenza, la conversione in calore, alcuni prodotti sbiancanti vengono mescolati con coloranti specifici, ad esempio carotene. Il colore rosso-arancio del carotene aumenta l'assorbimento della luce blu. Al fine di aumentare l'assorbimento di luce rossa e infrarossa, possono essere aggiunte piccole particelle di silice in scala nanometrica, che conferiscono a questi prodotti un aspetto bluastro.

La fotolisi

Il rilascio di radicali idrossilici può essere aumentato anche attraverso l'eccitazione diretta della luce (fotolisi). L'energia necessaria può essere fornita da una luce ad alta frequenza, corrispondente ad una lunghezza d'onda di circa 248 nm. Per una migliore sicurezza delle procedure di sbiancamento fotoattivabile, la sorgente luminosa utilizzata è un fattore importante. Sul mercato sono attualmente disponibili una notevole varietà di lampade per la fotoattivazione dei prodotti sbiancanti che differiscono notevolmente:

- › Alogena (600 mW);
- › Plasma-Arc-Xeno (1500-1930 mW);
- › Alogena ad alta intensità (1000 mW);
- › LED (300-400 mW);
- › LED + Alogena (40-450 mW).

La maggior parte delle lampade commercializzate per

l'uso con i sistemi di sbiancamento fotoattivabili sono lampade per la fotopolimerizzazione della resina che in alcuni casi hanno una impostazione supplementare per sbiancare (modalità sbiancamento). I sistemi luminosi che sono specificamente progettati per le procedure di sbiancamento sono costruite in modo tale che il fascio di emissione di luce possa colpire e illuminare più denti, ad esempio l'intero arco dentale.

Il meccanismo d'azione dei sistemi laser offerti per scopi di sbiancamento dipende dalla lunghezza d'onda, dalla potenza della radiazione e dalla modalità di impulso, se prevista. I sistemi laser per lo sbiancamento di solito prevedono un manipolo che espande il raggio laser in modo tale che il fascio laser non viene utilizzato a focalizzato su un unico punto. Con l'espansione del raggio laser, la luce laser si diffonde sulla superficie di più denti. Di conseguenza, alcune proprietà tipiche di questo sofisticato strumento vengono perse, ma il rischio di danneggiamento dei tessuti è ridotto.

Il potenziale aumento dell'efficacia del gel sbiancante mediante l'attivazione con la luce non è ancora ben documentato. Tuttavia, le pubblicazioni più recenti indicano che il beneficio dell'uso aggiuntivo di lampade, sistemi laser e fonti di calore è limitato. Inoltre è stato dimostrato che l'utilizzo di questi coadiuvanti per le procedure di sbiancamento porta ad un aumento della temperatura all'interno della camera pulpare con possibili formazioni di danni irreversibili e conseguente perdita della vitalità del dente.

9.3 Lo sbiancamento dei denti non vitali

La causa più comune che determina la discolorazione dei denti non vitali è l'emorragia della polpa che si verifica dopo un trauma o dopo un trattamento di pulpectomia. Il sangue entra nei tubuli dentinali e poi si decompone. Questo porta ad un deposito di cromogeni derivati dalla degradazione sanguigna, come emosiderina, emine, ematina, e ematoidina. Allo stesso modo, la necrosi pulpare può dar luogo a prodotti cromogeni che derivano sia dalla degradazione del sangue sia dalla degradazione delle proteine del tessuto pulpare, anche esse responsabili della formazione di agenti cromogeni. Anche la calcificazione della polpa provoca lo scolorimento dentale attraverso l'obliterazione dei tubuli dentinali e l'accumulo di dentina terziaria, ma il dente rimane vitale. Questo processo si verifica spesso a seguito di traumi. Un certo numero di interventi dentali possono causare lo scolorimento interno. Se il tessuto pulpare non viene completamente rimosso durante il trattamento endodontico, il tessuto rimanente può portare alla decolorazione. Gli irriganti canalari, i materiali per il riempimento endodontico (endometazione e pasta iodoformica) e altri materiali da restauro (amalgama d'argento) possono causare variazioni del colore dentale. La combinazione degli irriganti canalari che contengono ipoclorito di sodio (anche a basse concentrazioni) e clorexidina porta alla precipitazione

di cromogeni bruno-rossastri all'interno dei tubuli dentinali (21). Per evitare questa reazione, si consiglia di eseguire un'irrigazione finale di ipoclorito di sodio o di acqua distillata.

Le tecniche più popolari per lo sbiancamento dei denti non vitali sono:

- › lo sbiancamento ambulante (walking bleaching);
- › lo sbiancamento interno ed esterno (inside/outside bleaching)

Lo sbiancamento ambulante è una tecnica, introdotta per la prima volta da Spasser nel 1961, che prevede l'inserimento del perborato di sodio miscelato con acqua in una pasta all'interno della cavità pulpare. Prima di inserire il gel sbiancante a base di perossido di idrogeno o di carbamide al 10 o al 35%, è opportuno assicurarsi che la cavità di accesso sia pulita e priva di ogni residuo, inoltre bisogna isolare e proteggere l'endodonto da possibili infiltrazioni, per diminuire il rischio di riassorbimento radicolare. Questo è possibile posizionando sul fondo della cavità pulpare un cemento (ossifosfato di zinco, vetroionomero). Tale strato di cemento sarà posizionato al di sotto della giunzione amelocementizia in modo che il prodotto sbiancante agisca anche a livello dei tubuli dentinali che hanno origine più bassa. Una volta posizionato il materiale sbiancante, si chiude il dente tramite un'otturazione provvisoria.

Dopo alcuni giorni (3-7 giorni), il risultato sbiancante viene esaminato e, se necessario, l'agente sbiancante viene nuovamente inserito nella cavità di accesso fino ad ottenere il risultato sperato.

La tecnica dello sbiancamento interno ed esterno, descritta per la prima volta da Settembrini nel 1997, come suggerisce il nome, prevede l'applicazione dell'agente sbiancante sia sulle superfici esterne sia su quelle interne del dente. La cavità di accesso viene realizzata come nella tecnica dello sbiancamento ambulante e protetta in maniera analoga per garantire un corretto sigillo endodontico. Il gel sbiancante, dopo un tempo di applicazione di 15-20 minuti durante il quale viene mosso, viene risciacquato e la procedura viene ripetuta se necessario per ottenere il risultato desiderato.

La tecnica termocatalitica e concentrazioni elevate degli agenti sbiancanti dovrebbero essere evitate, in quanto ciò può aumentare il rischio di riassorbimento radicolare. I pazienti devono essere informati circa la scarsa prevedibilità di successo dello sbiancamento e il rischio di recidiva.

9.4 Lo sbiancamento domiciliare

Con sbiancamento domiciliare si intendono tutte le tecniche che prevedono l'utilizzo da parte del paziente di sostanze che abbiano proprietà sbiancanti (figg. 4- 9). I prodotti che generalmente vengono utilizzati per queste procedure, sono dei gel a base di perossido di carbamide a basse concentrazioni (10, 15 o 20%). La concentrazione più utilizzata è quella al 10% perché presenta la maggior efficacia con i minori effetti colla-



FIG. 4 Mascherine per lo sbiancamento domiciliare.



FIG. 5 Lieve discromia dentale generalizzata.



FIG. 6 Applicazione della mascherina.



FIG. 7 Rimozione della mascherina.



FIG. 8 Dopo la rimozione della mascherina rimane una striscia contenente l'agente sbiancante a basse concentrazioni.



FIG. 9 Stesso caso della figura 4 dopo sbiancamento domiciliare.

terali, diminuendo al minimo episodi di ipersensibilità dentinale.

Questi prodotti, forniti in pasta o in gel contenuto in siringa vengono consegnati al paziente insieme ad una mascherina personalizzata dove verranno applicati. Tale mascherina dovrà essere portata dal paziente per un tempo variabile secondo il prodotto usato e la sua concentrazione.

9.5 I trattamenti fai-da-te

9.5.1 Dentifrici sbiancanti

I dentifrici che sostengono di avere proprietà sbiancanti rappresentano circa il 40-50% dei prodotti presenti sul mercato e raramente contengono perossido di idrogeno o di carbamide o qualsiasi altro tipo di agente sbiancante. La loro capacità di rimuovere le macchie è legata esclusivamente alla quantità di abrasivi contenuti nella loro formulazione, che è maggiore di quella presente nelle normali paste dentifricie. Sono prodotti che rimuovono solo le pigmentazioni superficiali estrinseche. Ovviamente, l'abrasività di questo tipo di dentifrici, che sono oggi formulati per un uso quotidiano, deve essere sempre tale da evitare un'usura eccessiva dello smalto e della dentina.

Anche se i dentifrici sbiancanti possono prevenire la formazione di macchie estrinseche sulla superficie dentale, l'effetto sbiancante ottenuto con questi prodotti non sembra essere clinicamente significativo se paragonati con gli agenti sbiancanti professionali o domiciliari a base di perossido di idrogeno o di carbamide.

9.5.2 Collutori sbiancanti

I collutori sbiancanti sono apparsi recentemente sul mercato e i produttori pubblicizzano la loro capacità i combattere la placca e la formazione di macchie sulle superfici dentarie. Generalmente, è presente una bassa concentrazione di perossido di idrogeno (1,5%) e l'esametafosfato di sodio può essere incluso nella formulazione per proteggere la superficie dei denti dal deposito di nuove macchie.

9.5.3 Fili interdentali, spazzolini e gomme da masticare

Recentemente, i produttori di prodotti per l'igiene orale hanno sviluppato altri metodi con presunte proprietà sbiancanti. Il filo interdentale sbiancante è stato introdotto per promuovere la riduzione delle macchie intorno alle aree interprossimali e subgingivali. La capacità di rimuovere le macchie è associata alla presenza di silice nella composizione, che promuove una abrasione superficiale durante l'applicazione nella regione interdentale. Tuttavia, nessuna relazione clinica

è attualmente disponibile per confrontare l'efficacia di questi dispositivi con quelli non sbiancanti.

Gli spazzolini manuali o elettrici, oltre ad essere utilizzati per le manovre di igiene orale domiciliare, possono essere utilizzati anche per mantenere l'effetto sbiancante o prevenire le macchie estrinseche dopo trattamenti di sbiancamento. Una capacità migliore di mantenimento dell'effetto sbiancante è stata riportata per gli spazzolini elettrici rispetto a quelli manuali.

Le gomme da masticare con esametfosfato di sodio (4,0-7,5%) sono state introdotte come prodotti sbiancanti per uso domestico con la pretesa di impedire la formazione di macchie estrinseche sui denti. Uno studio del 2006 ha evidenziato come l'uso di una gomma da masticare contenente esametfosfato può determinare una riduzione della formazione di macchie rispetto ad una gomma normale.

9.5.4 Strisce sbiancanti (whitening strips)

Le whitening strips sono state create per evitare l'uso di mascherine preformate sulla bocca del paziente. Le strisce contenenti agenti sbiancanti aderiscono ai denti anteriori e rilasciano il principio attivo durante periodi di tempo relativamente brevi (da 5 a 60 minuti), e possono essere applicate una volta o due volte al giorno. Il principio attivo è il perossido di idrogeno in basse concentrazioni (da 5 a 14%). Studi hanno dimostrato che vi è un aumento dell'effetto sbiancante quando le strisce sono utilizzate per 28 giorni rispetto ai 14 giorni, e che l'effetto sbiancante può essere mantenuta per circa 2 anni. Nonostante l'effetto sbiancante sia ottimale, la sensibilità dei denti è più pronunciata di quella osservata quando vengono utilizzate le mascherine preformate. L'apparente vantaggio di questi prodotti è soprattutto nel costo, ovviamente più basso rispetto alle tecniche professionali, e la maggiore facilità nel reperirli, infatti si possono trovare nei supermercati, nelle farmacie e su internet.

Nonostante questi vantaggi, sono prodotti che vengono utilizzati da parte del paziente senza alcun controllo da parte dell'odontoiatra o dell'igienista e quindi rischiano di non essere adeguati alle loro esigenze. Il paziente infatti può non essere a conoscenza di determinate patologie presenti nel suo cavo orale (recessioni, abrasioni, carie, ricostruzioni in composito) che possono compromettere sia la salute dei suoi denti sia il risultato estetico finale. Talvolta si assiste ad uno sbiancamento parziale di taluni elementi proprio a causa di una patologia sopra elencata.

Bibliografia

- Arens D. The role of bleaching in esthetics. *Dent Clin North Am* 1989;33:319-336.
- Attin T, Kielbassa AM, Schwanenberg M, Hellwig E. Effect of fluoride treatment on remineralization of bleached enamel. *J Oral Rehabil*. 1997 Apr;24(4):282-6.
- Basrani B R, Manek S, Sodhi R N, Fillery E, Manzur A: Interaction between sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate. *J Endod*. 2007 Aug;33(8):966-9.
- Buchalla W, Attin T. External bleaching therapy with activation by heat, light or laser--a systematic review. *Dent Mater*. 2007 May;23(5):586-96.
- Christensen GJ. Bleaching teeth: practitioner trends. *J Am Dent Assoc*. 1997 Apr;128 Suppl:16S-18S.
- Condò SG. Dentifrici e loro componenti. Roma: CISU editore; 1993.
- Condò SG. Sbiancamento dei denti: come e perché. Bologna: Edizioni Martina; 1999.
- Gerlach RW, Barker ML. Professional vital bleaching using a thin and concentrated peroxide gel on whitening strips: an integrated clinical summary. *J Contemp Dent Pract*. 2004;5(1):1-14.
- Gerlach RW, Barker ML. Randomized clinical trial comparing overnight use of two self-directed peroxide tooth whiteners. *Am J Dent*. 2003 Nov;16 Spec No:17B-21B.
- Gerlach RW, Barker ML, Sagel PA. Objective and subjective whitening response of two self-directed bleaching systems. *Am J Dent*. 2002 Sep;15 Spec No:7A-12A.
- Gerlach RW, Barker ML, Tucker HL. Clinical response of three whitening products having different peroxide delivery: comparison of tray, paint-on gel, and dentifrice. *J Clin Dent*. 2004;15(4):112-7.
- Goldstein RE, Garber DA, Goldstein CE, Schwartz CG, Salama MA, Gribble AR, Adar P, Ginsberg LJ. Esthetic update: the changing esthetic dental practice. *J Am Dent Assoc*. 1994 Nov;125(11):1447-56.
- Hannig M, Joiner A. The structure, function and properties of the acquired pellicle. In: Duckworth RM, editor. *The teeth and their environment physical chemical and biochemical influences Monographs in oral science*, 1st ed., vol. 19. Basel: Karger; 2006. p. 29-64.
- Hasson H, Ismail AI, Neiva G. Home-based chemically-induced whitening of teeth in adults. *Cochrane Database Syst Rev*. 2006 Oct 18;(4):CD006202.
- Hein DK, Ploeger BJ, Hartup JK, Wagstaff RS, Palmer TM, Hansen LD. In-office vital tooth bleaching--what do lights add? *Compend Contin Educ Dent* 2003;24:340-52.
- Joiner A. Whitening toothpastes: a review of the literature. *J Dent*. 2010;38 Suppl 2:e17-24. Epub 2010 May 24. Review.
- Kugel G, Aboushala A, Sharma S, Ferreira S, Anderson C. Maintenance of whitening with a power toothbrush after bleaching treatment. *Compend Contin Educ Dent*. 2004;25(2):119-31.
- Lima AF, Fonseca FM, Cavalcanti AN, Aguiar FH, Marchi GM. Effect of the diffusion of bleaching agents through enamel on dentin bonding at different depths. *Am J Dent*. 2010 Apr;23(2):113-5.
- Lima FG, Rotta TA, Penso S, Meireles SS, Demarco FF. In vitro evaluation of the whitening effect of mouth rinses containing hydrogen peroxide. *Braz Oral Res*. 2012 Jun;26(3):269-74.
- Meevov SA. Combining chemical agents and techniques to remove intrinsic stains from vital teeth. *Gen Dent*. 1998 Mar-Apr;46(2):168-72.
- Muia PJ. *The four dimensional tooth color system*. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1985.
- Nathoo S. The chemistry and mechanisms of extrinsic and intrinsic discoloration. *J Am Dent Assoc*. 1997 Apr;128 Suppl:6S-10S.
- Oltu U, Gürkan S. Effects of three concentrations of carbamide peroxide on the structure of enamel. *J Oral Rehabil*. 2000 Apr;27(4):332-40.
- Perdigão J, Baratieri LN, Arcari GM. Contemporary trends and techniques in tooth whitening: a review. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2004 Apr;16(3):185-92.
- Pontes DG, Correa KM, Cohen-Carneiro F. Re-establishing Esthetics of Fluorosis-Stained Teeth Using Enamel Microabrasion and Dental Bleaching Techniques. *Eur J Esthet Dent*. 2012 Summer;7(2):130-7.
- Porciani PF, Grandini S, Perra C, Grandini R. Whitening effect by stain inhibition from a

Tutte le foto sono pubblicate per gentile concessione del Prof. G. Pasquantonio

- chewing gum with sodium hexametaphosphate in a controlled twelve-week single-blind trial. *J Clin Dent*. 2006;17(1):14-6.
- Potgieter E, Grobler SR. Whitening efficacy of three over-the-counter oral rinses. *SADJ*. 2011 Apr;66(3):128-31.
 - Settembrini L, Gultz J, Kaim J, Scherer W: A technique for bleaching non vital teeth: inside/ outside bleaching. *J Am Dent Assoc*. 1997 Sep;128(9):1283-4.
 - Spasser HF. A simple bleaching technique using sodium perborate. *New York State Dent J* 1961;27:332-334.
 - Sulieman M, Addy M, Rees JS. Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an in vitro study. *Br Dent J*. 2005 Jul 9;199(1):37-40.
 - Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J*. 2001 Mar 24;190(6):309-16.
 - Walsh TF, Rawlinson A, Wildgoose D, Marlow I, Haywood J, Ward JM. Clinical evaluation of the stain removing ability of a whitening dentifrice and stain controlling system. *J Dent*. 2005 May;33(5):413-8.

MATERIALI E TECNOLOGIE ODONTOSTOMATOLOGICHE PER IGIENISTA DENTALE

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, Alessandra Piras
Giuseppe Spoto, Antonio Scarano,
Morena Petrini, Maurizio Ferrante
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, Fernando Zarone,
Roberto Sorrentino
Paolo Menghini, Giuseppe Merlati
Carmen Mortellaro
Francesco Sampalmieri,
Andrea Santarelli
Francesco Somma, Luca Marigo
Licia Manzon
Saverio Giovanni Condò,
Loredana Cerroni,
Guido Pasquantonio,
Roberta Condò, Emiliano Armellin
Edoardo Baldoni,
Massimo Corigliano
Marco Ferrari, Cecilia Goracci
Gianmario Schierano,
Roberto Perotti
Elettra Dorigo De Stefano,
Lorenzo Breschi, Milena Cadenaro
Daniele De Santis**

ISBN 978-88-908159-7-3



9 788890 815973

