

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Restauro dei settori posteriori dei denti
mediante mascherine in silicone:
analisi delle proprietà meccaniche
di una resina composita**

Rossella Bedini (a), Mirko Andreasi Bassi (b), Pietro Ioppolo (a)

(a) Laboratorio di Ingegneria Biomedica, Istituto Superiore di Sanità, Roma

(b) Cattedra di Odontoiatria Conservatrice, Università degli Studi La Sapienza, Roma

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN

01/33

Istituto Superiore di Sanità

Restauro dei settori posteriori dei denti mediante mascherine in silicone: analisi delle proprietà meccaniche di una resina composita.

Rossella Bedini, Mirko Andreasi Bassi, Pietro Ioppolo
2001, 40 p. Rapporti ISTISAN 01/33

Lo scopo di questo lavoro è quello di valutare *in vitro* la durezza superficiale e la resistenza alla compressione di un composito dentale, adottando una nuova tecnica operativa utile nella riproduzione della morfologia oclusale su denti dei settori posteriori affetti da lesioni cariose dove lo smalto non presenta soluzioni di continuo macroscopicamente evidenti. Questa tecnica si basa sulla registrazione della superficie oclusale pre-operativa attraverso uno strato di silicone trasparente. I campioni in resina composita sono stati realizzati, di forma cilindrica, mediante uno stampo in Denril e sono stati polimerizzati, con e senza l'interposizione di silicone trasparente, adottando diversi tempi di esposizione. Dopo 24 ore i campioni sono stati sottoposti al test di durezza e al test distruttivo di compressione. I risultati indicano che questa tecnica non causa apprezzabili effetti sulla durezza superficiale dei restauri diretti in resina composita ma ne riduce la resistenza alla compressione.

Parole chiave: Resine composite, Silicone, Morfologia oclusale, Prove di durezza, Prove di compressione

Istituto Superiore di Sanità

Restoration of posterior teeth by means of silicone moulds: analysis of mechanical properties of a composite resin.

Rossella Bedini, Mirko Andreasi Bassi, Pietro Ioppolo
2001, 40 p. Rapporti ISTISAN 01/33 (in Italian)

The aim of this *in vitro* study is to evaluate the surface hardness and the compressive strength of a dental composite, induced by using a new operative technique useful to reproduce the primitive occlusal morphology in posterior teeth presenting carious lesions with a still intact enamel. This technique is based upon the registration of pre-operative occlusal morphology through a transparent silicone. Composite resin specimens were performed, with a cylindrical shape, by means a Denril mould. The specimens were performed, with and without the application of transparent silicone, adopting different curing time. After 24 hours the specimens were submitted to hardness test and then to compressive test. The results obtained showed that this operative technique does not cause appreciable effects on surface hardness in direct composite restoration but compressive strength could be reduced.

Key words: Composite resins, Silicone, Occlusal morphology, Hardness tests, Compressive tests

Il rapporto è accessibile online dal sito di questo Istituto: www.iss.it/pubblicazioni.

INDICE

Introduzione	1
1. Le resine composite	2
1.1 Cenni storici.....	2
1.2. Caratteristiche chimiche.....	3
1.2.1. La matrice organica.....	3
1.2.2. Il riempitivo (filler).....	4
1.2.3. L'agente legante.....	6
1.3. Polimerizzazione dei compositi.....	7
1.3.1. Compositi a polimerizzazione chimica.....	8
1.3.2. Compositi fotopolimerizzabili.....	8
1.4. Caratteristiche fisiche.....	9
1.4.1. Coefficiente di espansione termica e conduttività termica.....	9
1.4.2. Contrazione da polimerizzazione.....	9
1.4.3. Porosità.....	11
1.4.4. Viscosità.....	11
1.4.5. Assorbimento di acqua e solubilità.....	12
1.4.6. Radiopacità.....	13
1.4.7. Biocompatibilità.....	13
1.4.8. Finitura.....	13
1.5. Caratteristiche meccaniche.....	14
1.5.1. Modulo di elasticità.....	14
1.5.2. Fatica.....	14
1.5.3. Usura e resistenza all'abrasione.....	14
1.5.4. Resistenza alla compressione.....	16
1.5.5. Resistenza alla trazione.....	16
1.5.6. Durezza.....	16
1.5.7. Resistenza alla flessione.....	17
2. Gli elastomeri da impronta	18
2.1. Introduzione.....	18
2.2. Tipi di elastomeri da impronta e loro stato di fornitura.....	18
2.2.1. Gomme al polisolfuro da impronta.....	19
2.2.2. Gomme siliconiche da impronta a polimerizzazione per condensazione.....	20
2.2.3. Gomme siliconiche da impronta a polimerizzazione per addizione.....	22
2.2.4. Gomme polietere da impronta.....	23
2.3. Impieghi.....	24
2.4. Requisiti generali.....	24
2.5. Proprietà generali degli elastomeri da impronta.....	27
2.6. La procedura operativa.....	30
3. Indagine sperimentale	33
3.1. Finalità della ricerca.....	33
3.2. Materiali e metodi.....	33
3.3. Risultati e discussione.....	35
3.4. Conclusioni.....	36
Bibliografia	38

INTRODUZIONE

La sempre maggiore richiesta di restauri estetici nei settori posteriori è oggi accolta con favore dalla maggior parte degli odontoiatri grazie al miglioramento degli adesivi dentinali e delle resine composite, che consentono la realizzazione di restauri in grado di offrire garanzie di solidità ed ermeticità. La metodica presentata in questo studio ha lo scopo di facilitare l'operatore nella riproduzione della morfologia oclusale degli elementi dentari posteriori cariati, permettendogli di riprodurre fedelmente, con il materiale da restauro, l'anatomia oclusale pre-operatoria che altrimenti risulterebbe di difficile esecuzione e comunque approssimativa. Questa tecnica si basa sulla registrazione dell'anatomia oclusale prima del taglio della cavità con un elastomero siliconico trasparente e sul successivo utilizzo della registrazione come mascherina per modellare la superficie oclusale dell'otturazione.

La riproduzione della morfologia oclusale, con le resine composite, risulta di difficile esecuzione in quanto tali materiali, prima della polimerizzazione, risultano plastici e tissotropici e, una volta modellati, tendono a tornare rapidamente nella posizione originaria adagiandosi sulla superficie su cui sono stati applicati; è quindi difficile sollevare il materiale per simulare delle creste o delle cuspidi oppure riprodurre dei solchi in quanto tendono rapidamente a scomparire. Inoltre la modellazione del restauro, al termine della polimerizzazione, va completata con strumenti rotanti. Tale procedura è spesso indagiosa e non impartisce al restauro un aspetto propriamente naturale. Bisogna anche dire che l'operatore, limitatamente alle sue capacità manuali, riproduce la morfologia oclusale approssimandosi, spesso in maniera grossolana, a quella che dovrebbe essere l'anatomia dell'elemento dentario in questione.

La ricostruzione morfologica perfetta è d'altra parte particolarmente importante per la funzione masticatoria; contatti prematuri e interferenze oclusali, conseguenti ad una modellazione in eccesso della superficie oclusale, possono infatti portare a: faccette di usura, fratture, danni pulpari per l'ischemia da sovraccarico e danni al parodonto. Restauri caratterizzati dall'assenza di contatto conseguente alla modellazione in difetto di ricostruzioni oclusali possono essere ugualmente dannosi come i contatti prematuri. La mancanza di contatti interocclusali validi tra i denti può portare infatti a fenomeni di estrusione e rotazione e al conseguente danno paradontale, legato alla presenza di precontatti nei movimenti di escursione laterale.

Gli ulteriori vantaggi di tale metodica vanno ricercati nella: facilità di esecuzione, in quanto non richiede una particolare abilità manuale da parte dell'operatore e nella durata della procedura operativa, dato che il tempo necessario per rilevare l'impronta è compensato dal fatto che non sono più necessarie le tradizionali fasi di modellazione e rifinitura del restauro.

Questa tecnica risulta particolarmente indicata per lesioni cariose di I e II Classe là dove la lesione cariosa risulta prevalentemente sviluppata nella dentina lasciando il sovrastante smalto relativamente integro, situazione questa frequente, soprattutto in soggetti di giovane età.

Prima di descrivere nel dettaglio la procedura operativa e la relativa indagine sperimentale verranno trattati estesamente, in questo lavoro, quei materiali indispensabili per la realizzazione di questa tecnica: le resine composite e gli elastomeri da impronta.

1. LE RESINE COMPOSITE

1.1 Cenni storici

Le scelte merceologiche a disposizione dell'odontoiatra per restaurare un dente dei settori posteriori sono diverse. L'amalgama è tuttora il materiale che più viene utilizzato, anche se il professionista più raffinato ricorre agli intarsi in oro e alle orificazioni, che se correttamente eseguite garantiscono un successo duraturo nel tempo.

Quando il paziente richiede restauri estetici si ricorre oggi ai compositi diretti o in qualche caso ai più sicuri intarsi estetici.

Nei settori anteriori questa vasta gamma di scelte terapeutiche si restringe ai soli compositi e alle faccette estetiche (*veneering*) (1).

Nel lontano 1871 i materiali estetici, per il restauro conservativo dei denti, erano rappresentati esclusivamente dai cementi al silicato. Tali materiali erano costituiti da una miscela di vetro allumino silicato in polvere e acido ortofosforico in soluzione acquosa al 40%.

I componenti della polvere, dopo la miscelazione con il liquido erano legati tra loro da una matrice costituita da un gel di acido silicico estremamente sensibile all'umidità.

Dopo la reazione di presa la qualità estetica era notevole, ma a contatto con la saliva progressivamente degradavano perdendo le loro primitive proprietà meccaniche ed estetiche. Inoltre la loro elevata acidità (pH 3-4 nelle prime 12 ore, pH 5 dopo 24-48 ore) è stata per anni (2) invocata per spiegare il frequente riscontro di polpe necrotiche sotto i restauri in silicato ma oggi sembra sia da attribuirsi al loro scarso sigillo, che facilitava la penetrazione di batteri nello iato dente-otturazione e successivamente nei tubuli dentinali fino alla polpa (3-5).

Furono abbandonati dopo circa 70 anni quando, nella prima metà degli anni '50, comparvero sul mercato le resine acriliche auto-polimerizzabili, le quali, a fronte della relativa facilità di impiego, disillusero quasi immediatamente i propri sostenitori per la loro eccessiva deformabilità e instabilità cromatica nonché elevata variazione termica dimensionale e contrazione da polimerizzazione, che erano causa di notevoli infiltrazioni marginali.

Le resine sintetiche sono state sviluppate, come materiali da otturazione, principalmente per le loro qualità estetiche.

Le prime ricostruzioni in resina, furono intarsi acrilici polimerizzati a caldo e cementati in cavità già preparate. Tuttavia il basso modulo di elasticità e la mancanza di stabilità dimensionale della resina, determinavano costantemente la frattura del cemento con conseguente insuccesso del restauro.

L'uso della resina acrilica per il restauro dei denti ha suscitato molte controversie negli anni passati, in quanto determinate proprietà, come le qualità estetiche e l'insolubilità, la rendevano superiore al cemento silicato mentre la sua debole adesione al substrato dentale creò sì dall'inizio dei dubbi sul suo impiego come materiale da otturazione (2).

Sia per ridurre tale retrazione, che per migliorarne le caratteristiche meccaniche, si pensò di aggiungere alla resina un carico inerte: nacquero così le prime resine composite.

Il merito va a Bowen che, nel 1957, ottenne un monomero di sintesi: il Bis-GMA (Bis-fenol-alfa-Glicidil MetAcrilato), dalla reazione fra bisfenolo A e due molecole di glicidil-metacrilato. Tale molecola è ancora oggi il costituente principale, della matrice resinosa, delle resine composite.

Inizialmente l'introduzione delle resine composite suscitò, per via delle loro buone caratteristiche estetiche e di lavorabilità, molti entusiasmi tanto da far loro assumere un importantissimo ruolo nella odontoiatria ricostruttiva. Purtroppo ci si accorse ben presto dei loro

limiti quali insufficiente aderenza al substrato dentale, eccessiva usura e instabilità cromatica, che inevitabilmente ridimensionarono le loro indicazioni.

L'iniziale fiducia si trasformò così in diffidenza, che per molti anni frenò l'impiego di questi materiali nella pratica clinica.

Nonostante la loro indubbia impopolarità, in questi ultimi 35 anni, i compositi hanno avuto una rapida e costante evoluzione relativa sia alle caratteristiche della composizione quantitativa e qualitativa del riempitivo e della matrice resinosa, che alle proprietà chimico-fisiche.

Inoltre le più qualificate scuole internazionali hanno tentato di risolvere il problema della chiusura marginale dei restauri in composito seguendo due diverse direzioni. La prima, proponendo diverse metodiche operative per modificare e migliorare il procedimento di polimerizzazione, che ha permesso di ridurre lo stress da contrazione (6). La seconda ha portato al miglioramento degli agenti di legame, con la creazione di adesivi in grado di assicurare una buona adesione sia allo smalto che alla dentina (4).

Anche il problema dell'usura è stato risolto, e oggi il clinico dispone di compositi indicati anche per i denti dei settori posteriori, la cui velocità di abrasione annua è vicina a quella dello smalto (7, 8).

Alla luce delle attuali conoscenze è lecito attendersi che, il materiale restaurativo del futuro, sia proprio una resina composita.

1.2. Caratteristiche chimiche

Le resine composite da restauro sono definite come una combinazione tridimensionale di almeno due sostanze chimiche diverse le quali, pur mantenendo la propria individualità e le proprie caratteristiche, danno luogo a un nuovo materiale con proprietà meccaniche superiori a quelle dei singoli costituenti; le caratteristiche indesiderabili di ciascuno di essi vengono infatti controbilanciate dagli altri costituenti presenti nel materiale (1, 9).

Inoltre, le particelle di riempitivo sono ricoperte da un agente di accoppiamento per unirle alla matrice di resina (1, 9-11). Quindi questi due o più macrocostituenti, insolubili tra loro, sono chimicamente interconnessi al fine di migliorare le caratteristiche meccaniche della resina composita.

Una resina composita in genere contiene:

- a) una resina di base, costituente la matrice organica, detta anche fase disperdente;
- b) particelle microscopiche di materiale inorganico (*filler* o carica) costituenti il riempitivo rinforzante o fase dispersa;
- c) un agente legante che serve a mantenere adeso il materiale resinoso al materiale inorganico.

1.2.1. La matrice organica

I componenti di uso più comune nelle matrici di resina organica sono: Bis-GMA, Bis-GMA modificato, uretano-diacrilati, TEGDMA (TriEtilenGlicol DiMetAcrilato) e vari diluenti (1, 9, 11).

Il Bis-GMA può essere sintetizzato dalla reazione tra bisfenolo-A e glicidil-metacrilato o anche essere ottenuto dalla reazione tra l'etere glicidilico del bisfenolo-A e l'acido metacrilico. Questa molecola è un ibrido tra una resina epossidica e una acrilica. Essa ha dimostrato di essere idonea all'utilizzo come legante per i riempitivi di rinforzo. Ha una minore contrazione

da polimerizzazione rispetto al metil-metacrilato e una maggiore velocità di indurimento in ambiente orale.

Il Bis-GMA è troppo viscoso per un uso conveniente a temperatura ambiente, per cui viene diluito mediante l'aggiunta di altri monomeri metacrilati a bassa viscosità e basso peso molecolare, fra i quali: Bis-MA (Bis-MetAcrilato), EGDMA (EtilGlicole DiMetAcrilato), TEGDMA, DUEDMA (DiUrEthane DiMetAcrilato), MMA (MetilMetAcrilato) (12).

Ogni doppio legame terminale tra atomi di carbonio prende parte alla reazione di poliaddizione, che determina una elevata reticolazione del materiale (1, 9, 13).

Sebbene la resina di Bowen abbia dei vantaggi come legante per i materiali compositi, essa ha anche alcuni svantaggi: per esempio la difficoltà nel sintetizzare una forma esente da impurità, una forte inibizione della polimerizzazione all'aria e un alto assorbimento di acqua a causa della presenza di gruppi ossidrilici dovuti alla natura fenolica della molecola.

Gli attuali compositi sono formulati con o senza Bis-GMA e contengono abitualmente miscele di Bis-GMA con diisocianati, uretani metacrilati, strutture Bis-GMA senza gruppi idrossilici e persino combinazioni di metacrilati di epossidi, di alcani ed eteri (resorcinolo) (14).

1.2.2. Il riempitivo (*filler*)

Il riempitivo (*filler*) rappresenta la sostanza inorganica, è costituito da quarzo, vetro, borosilicati, ceramica e silice. In base alla composizione chimica, alla dimensione e alla quantità, in peso del riempitivo inorganico sono state proposte varie classificazioni delle resine composite.

La classificazione maggiormente impiegata, soprattutto dal clinico, è quella di Lutz e Phillips del 1983 (15) anche se ne esistono di più recenti e complesse proprio per far fronte alla straordinaria evoluzione che hanno subito negli anni questi materiali (16).

La classificazione di Lutz e Phillips distingue quattro diversi tipi di materiali:

- resine composite convenzionali o tradizionali (TC);
- resine composite con riempitivo misto o ibridi (HC);
- resine composite con microriempiti (HMC);
- complessi resinosi a base di microparticelle (IMC).

A seconda del tipo di *filler* si possono avere quindi i TC, il cui riempitivo rinforzante costituisce circa il 70-80% in peso, che dopo la polimerizzazione si riduce a circa il 55% in volume inglobato in circa il 45% di matrice organica. Tali macroparticelle hanno forma di scaglie, le cui dimensioni sono in genere comprese tra 1 e 60 μm , ma si può dire che in genere la dimensione media delle particelle di questi macroriempiti è di 10-12 μm . I materiali più comunemente usati sono: quarzo, materiali vetrosi e ceramici come silicato di alluminio e litio, silicato di bario e alluminio, silicato di stronzio e alluminio, borosilicati, vetri di bario, vetri di stronzio, alluminosilicati di zirconio, e anche fluoruro di calcio (1, 9, 15, 16). Tali materiali, molto diffusi alla fine degli anni '60 e all'inizio degli anni '70, erano molto buoni come materiali ricostruttivi per otturazioni di III e V classe. Ebbero comunque vita breve a causa della loro instabilità di colore, della ruvidezza della superficie e della tendenza, piuttosto considerevole, all'usura. Inoltre questi materiali erano duri, resistenti e presentavano una contrazione ridotta, risultando però poco lucidabili e con superfici rugose (1, 9).

I compositi HC sono caricati sia con macroparticelle (quarzo, materiali vetrosi, materiali ceramici) che microparticelle (silice colloidale). In essi vi sono particelle maggiori di 50 μm (1%), particelle tra 10 e 50 μm (13-27%), tra 1 e 10 μm (64-67%) e minori di 1 μm (5-22%). Le dimensioni medie del *filler* sono quindi comprese tra 3 e 5 μm . Tale diminuzione delle

dimensioni medie delle particelle di rinforzante fa sì che questi compositi abbiano un contenuto di riempitivo di circa 85% in peso (74% in volume), per cui il contenuto della resina di base (matrice) si abbassa a circa il 15% in peso (26% in volume). A seconda della natura del rinforzante, gli HC possono essere o meno radiopachi. Per le loro proprietà, questi materiali sembrano poter essere impiegati per il restauro di cavità di I e II classe dei denti posteriori (specie premolari) (1, 9). Gli HC, probabilmente per la presenza della silice colloidale, che rinforza la loro matrice resinosa, hanno una maggiore resistenza all'abrasione dei compositi tradizionali (7, 8, 16, 17). Hanno una superficie più levigata dei TC ma meno degli HMC e IMC e presentano ottime proprietà meccaniche. Attualmente le case produttrici di compositi sono orientati verso la realizzazione di HC la cui dimensione media delle particelle è prossima al micron. Questa nuova generazione di HC sono denominati microibridi. Una ridotta dimensione media delle particelle e l'introduzione di particelle di diametro inferiore al micron, che vanno ad interporsi tra quelle più grandi, permettono di abbassare la percentuale della fase organica, pur mantenendo coesione e lavorabilità del materiale; la resina va a riempire gli spazi vuoti esistenti tra le particelle del carico senza aumentare il volume, e quindi senza accrescere la distanza media tra le particelle (1, 7, 9). Il materiale rinforzante per essere efficace deve unirsi intimamente e tenacemente con la matrice e deve inoltre possedere un modulo di elasticità possibilmente maggiore di quello della matrice stessa. Per deformare elasticamente il rinforzante è necessario uno sforzo maggiore di quello necessario per fare subire alla matrice la stessa deformazione, pertanto il rinforzante assorbe in larga parte il carico esterno, di più di quanto gli competerebbe, per quella che è la sua frazione del volume complessivo del composito, in quanto parte del carico agente sulla matrice viene trasferita ad esso, a causa della sua maggiore rigidità. È proprio questo riempitivo che apporta al prodotto un miglioramento nelle proprietà fisiche, specie la resistenza all'usura, e riduce sia la retrazione da polimerizzazione che il coefficiente di espansione termica (18, 19). Questi materiali possiedono inoltre un'ottima lucidabilità ed eccellenti proprietà estetiche tali da renderli praticamente indicati per il restauro di tutte le classi di cavità dentale.

I compositi HMC, le cui microparticelle sono aggiunte direttamente, pur essendo molto estetici hanno scarse caratteristiche meccaniche in quanto il riempitivo è pari solo al 40% in volume. La resina che funge da matrice in questi materiali è analoga a quella delle resine composite convenzionali. Il riempitivo rinforzante è costituito da particelle di silice (SiO_2) colloidale, ottenute mediante un procedimento chimico di precipitazione, sotto forma di piccole sfere di dimensioni comprese tra 0,04 e 0,06 micron in dispersione colloidale. L'impiego di particelle molto piccole fa aumentare la loro superficie di sviluppo; si dovrà impiegare una maggiore quantità di monomero per bagnarle e quindi aumenta la viscosità, per cui il prodotto è vischioso e difficilmente manipolabile. Si noterà che la concentrazione del rinforzante nelle resine composite microriempite è compresa tra il 34% e il 50% in peso, quindi notevolmente inferiore rispetto a quella presente nelle resine composite convenzionali (70-80% in peso) (1, 9, 15). Una volta rifiniti, gli HMC presentano superfici più lisce rispetto ai compositi con riempitivi in vetro. Le loro superfici diventano inoltre più levigate, col passare del tempo, e non più ruvide rispetto a questi ultimi. Gli HMC sono però molto difficili da rifinire e ciò ne complica l'uso nelle aree di accesso disagiata. Inoltre, essi hanno la tendenza a distaccarsi dallo smalto mordenzato in misura molto maggiore rispetto ai compositi con riempitivo vetroso. A dispetto di questi svantaggi gli HMC sono materiali di ottima qualità in quelle aree non eccessivamente sollecitate, che necessitano di una ricostruzione estetica e levigata (15, 18).

I compositi IMC che contengono microparticelle e complessi a base di microcarico, si distinguono in tre sottogruppi in base al metodo di produzione.

Il primo metodo utilizza particelle prepolimerizzate e reinserite nella massa (IMC+PPRM). I compositi così ottenuti sono formati da granuli prepolimerizzati rinforzati con microparticelle. Il

procedimento consiste nell'incorporare la silice pirogenica all'interno di una matrice resinosa, a base di BIS-GMA, diluita. Il tutto viene polimerizzato al calore (per questo si parla di granuli prepolymerizzati); la massa che si ottiene viene tritata e sminuzzata fino ad ottenere particelle organiche di dimensioni da 1 a 200 μm contenenti il microriempitivo. Queste particelle vengono poi inserite in una massa di resina addizionata con silice pirogenica. Si ottiene così un prodotto estremamente duro e compatto. Con questo accorgimento il riempitivo arriva ad occupare circa il 50% in peso del composito.

Il secondo metodo di produzione utilizza particelle prepolymerizzate sferiche (IMC+PPS). Tali componenti vengono elaborati dall'incorporamento di silice pirogenica all'interno di sfere polimeriche parzialmente polimerizzate, con un diametro di 20-30 μm . Le suddette sfere vengono poi inserite in una matrice resinosa caricata con silice pirogenica. La distribuzione dei componenti è uniforme, la distribuzione degli sforzi viene migliorata, per la forma sferica delle particelle, ma l'adesione meccanica è diminuita.

Il terzo metodo di produzione utilizza complessi di microparticelle agglomerate (IMC+CMA). Per cui i compositi risultano formati da granuli inorganici, della grandezza di 1-25 μm , costituiti da un'aggregazione artificiale di microparticelle (1, 9, 15).

1.2.3. L'agente legante

È detto anche agente accoppiante o fase intermedia e serve a mantenere adeso il materiale resinoso con il materiale inorganico (legame matrice-riempitivo).

Il metodo più impiegato è l'uso di un collante organico di silicio, detto silano, col quale vengono ricoperte le particelle inorganiche formando una specie di ponte o anello di giunzione tra la matrice e il riempitivo (1, 9, 10, 19).

Gli agenti di accoppiamento tendono ad assorbire la tensione sull'interfaccia riempitivo-resina. Come agente legante venne usato per primo il vinil-silano, oggi rimpiazzato da composti maggiormente reattivi come il gamma-metacrilossipropiltrimetossisilano.

È una molecola bifunzionale, che ad un'estremità ha le caratteristiche di un monomero metacrilato mentre all'altra ha un gruppo silanico, capace di instaurare un legame tra i componenti della resina e del riempitivo del composito (1, 9, 20).

Il legame tra la matrice e il riempitivo può attuarsi meccanicamente o chimicamente: meccanicamente si ottiene creando delle porosità nella superficie delle particelle di modo che il monomero fluisca nelle irregolarità e in seguito alla polimerizzazione le particelle vengano inglobate e legate meccanicamente; chimicamente si ottiene mediante la ricopertura delle particelle inorganiche di riempitivo con sostanze chimiche.

Tra queste sostanze ricordiamo: metil-silani, epossidi, vinili. Tali sostanze sono in grado, in virtù delle loro caratteristiche bipolari, di realizzare un legame ionico con il riempitivo e un legame chimico con la matrice.

Per ottenere un legame forte e durevole tra la matrice organica e il riempitivo, il trattamento con agente accoppiante dovrà sia reagire con il maggior numero di gruppi silanici (o epossidici oppure vinilici) sulla superficie del riempitivo che formare un rivestimento resinoso continuo, che protegga il riempitivo dalla penetrazione dell'acqua.

La funzione dell'agente legante è quindi di notevole importanza nello stabilire un legame forte e duraturo tra matrice e il riempitivo il quale sembra essere il fattore determinante per il successo del composito.

Il primo meccanismo da considerare, nel processo di usura e in quello generale di deterioramento, è il cedimento di questo legame, che può avvenire al livello della interfaccia riempitivo-silano e/o della interfaccia silano-matrice resinosa.

1.3. Polimerizzazione dei compositi

Durante la reazione di poliaddizione le molecole di monomero si uniscono direttamente formando le macromolecole del polimero senza liberazione di sostanze secondarie. Avviene cioè una reazione a catena, che inizia da una molecola di monomero attivata, alla quale si unisce un'altra molecola di monomero e a questa un'altra, e così via, fino a che una disattivazione arresta la reazione.

La poliaddizione, che viene spesso indicata semplicemente con il termine di polimerizzazione, è una reazione a catena tra molecole di composti insaturi (aventi cioè nella molecola dei legami multipli) che porta alla formazione di lunghe catene formate da unità monomeriche identiche.

Durante la reazione non vengono prodotte molecole secondarie a basso peso molecolare tipiche della policondensazione.

In questi polimeri, il peso molecolare può raggiungere valori anche molto alti (diversi milioni) mentre i policondensati presentano in genere pesi molecolari più modesti perché le molecole secondarie tendono a limitare l'accrescimento del polimero.

Durante la poliaddizione, le molecole di monomero si uniscono l'una all'altra grazie all'apertura dei legami multipli.

La reazione avviene in genere rapidamente e con produzione di calore (reazione esotermica), e se le sostanze in gioco lo consentono, è possibile ottenere macromolecole ramificate o reticolate.

L'attivazione iniziale delle molecole di monomero può essere ottenuta mediante somministrazione di energia, ad esempio con apporto di calore o tramite luce ultravioletta, o più comunemente grazie alla presenza di un altro composto attivato.

In questo secondo caso, a seconda del tipo di composto attivato che attiva a loro volta le molecole di monomero i processi di polimerizzazione si possono suddividere in:

- a) polimerizzazione radicalica;
- b) polimerizzazione ionica, che a sua volta si suddivide in polimerizzazione cationica e anionica.

La polimerizzazione radicalica è il più studiato dei meccanismi di polimerizzazione e il più estesamente impiegato nella preparazione di polimeri dentali e di altro tipo.

L'attivazione delle molecole di monomero avviene grazie ad un altro composto (iniziatore) il quale ad una certa temperatura si decompone formando dei radicali liberi.

Il gruppo attivo che così si forma, entrando in contatto con un'altra molecola di monomero si unisce ad essa e l'attiva, e la polimerizzazione prosegue con il meccanismo visto in precedenza.

Le sostanze più comunemente usate come iniziatori sono perossidi, azocomposti, ecc. In campo dentale è comunemente usato il perossido di benzoile il quale sottoposto a riscaldamento si decompone alquanto rapidamente, tra 50°C e 100°C. I radicali liberi possono anche essere generati dalla reazione a temperatura ambiente del perossido con opportune sostanze chimiche quali le ammine (1, 9, 21).

Analizzando più da vicino i materiali compositi, la polimerizzazione rappresenta la reazione di presa del monomero resinoso che costituisce la matrice del composito. Tale monomero introdotto da Bowen, il BIS-GMA, è un metacrilato aromatico con due doppi legami alle estremità della molecola. La poliaddizione radicalica fra i monomeri dà luogo al polimero. L'attivazione del monomero avviene per mezzo di radicali liberi che gli forniscono l'energia per l'apertura dei doppi legami tra gli atomi di carbonio.

La produzione dei radicali liberi si ottiene in seguito alla scomposizione di varie molecole attivate in maniera chimica o fisica. Al termine della reazione di presa, qualunque sia il tipo di

attivazione, si ha una struttura costituita da una matrice organica polimerica in cui sono disperse le particelle inorganiche di riempitivo unite alla matrice mediante un agente accoppiante silanico.

1.3.1. Compositi a polimerizzazione chimica

I compositi a polimerizzazione chimica sono confezionati in due parti distinte (liquido-pasta oppure due paste) con l'iniziatore contenuto in un flacone e l'acceleratore nell'altro. La produzione dei radicali liberi avviene solo quando si mescolano i due componenti. Vengono anche aggiunte nelle due confezioni altre sostanze in piccole quantità con funzioni diverse (1, 9).

Tali sostanze sono rappresentate da inibitori (chinoni), stabilizzatori (benzofenoni), ritardanti e inibitori che possono incidere anche sulle caratteristiche del composito polimerizzato (2).

Il sistema autopolimerizzabile più diffuso in commercio è quello a due paste, di cui una contiene circa l'1% di perossido, per esempio il perossido di benzoile che funziona da iniziatore, e l'altra lo 0,5 di ammina terziaria che funziona da attivatore, come la m-dimetil-p-toluidina o la p-toluidil-dietanolammina.

Particolare attenzione richiede l'operazione di spatolamento durante la quale si possono incorporare bolle d'aria che aumentano la porosità del materiale (9, 22).

Il tempo di lavorazione è inoltre limitato e determinato dalla correlazione fra concentrazioni di iniziatore, acceleratore e inibitore e la temperatura (1, 9, 23).

La polimerizzazione delle resine ad attivazione chimica risulta in una contrazione, che è diretta verso il centro del materiale, mentre nelle resine fotopolimerizzate l'indurimento inizia dalla superficie, in seguito alla prima irradiazione e non simultaneamente in tutto il materiale (1, 9, 24).

La reazione di indurimento nei compositi attivati chimicamente accelera in presenza di calore così che la polimerizzazione inizia dal fondo della cavità che si trova ad una temperatura maggiore. Di conseguenza la contrazione del composito avverrà verso le pareti dentinali, con una significativa riduzione della fessura marginale.

Alcuni ricercatori consigliano di limitare l'utilizzo del composito fotopolimerizzabile alle sole cavità superficiali; per cavità più profonde suggeriscono di posizionare un primo strato autopolimerizzabile a diretto contatto con la dentina (6, 25).

1.3.2. Compositi fotopolimerizzabili

L'energia necessaria alla formazione dei radicali liberi viene fornita da radiazioni elettromagnetiche che agiscono sull'iniziatore dissociandolo.

I materiali fotoattivabili oggi presenti in commercio sono costituiti da una sola pasta che contiene monomeri, comonomeri, riempitivo e iniziatore attivato da un dichetone, il para-canforochinone, che forma rapidamente radicali liberi in presenza di un'ammina terziaria e di una radiazione di adeguata intensità e lunghezza d'onda, il cosiddetto fascio blu con lambda compresa fra 450 e 470 nm. (1, 9, 26, 27).

In passato veniva usata la luce ultravioletta (lambda 365 nm) come attivatore dell'iniziatore, il benzoino-metil-etere. L'utilizzo di tale radiazione, che tra l'altro non garantiva una polimerizzazione sufficiente venne abbandonato dopo aver visto i danni da esposizione prolungata ai raggi ultravioletti (9).

La lavorazione dei compositi fotopolimerizzabili risulta quindi più semplice grazie al tempo di lavorazione teoricamente illimitato, fino a quando il composito non viene irradiato con luce.

Il tempo di esposizione alla luce della lampada è in genere compreso tra 20 e 60 s. La resina può essere inoltre polimerizzata anche se è coperta da un sottile strato di tessuto dentale (24).

L'avvio della polimerizzazione è stabilito dall'operatore, inoltre non vi è rischio di incorporare bolle d'aria e ciò si traduce in una minore porosità, perché il materiale è monocomponente. Inoltre presentano una migliore stabilità di colore giustificata dal minore contenuto di ammine rispetto agli autopolimerizzabili.

L'esposizione del composito fotoattivabile alla luce operativa o ad un ambiente fortemente illuminato od a entrambi durante le procedure di restauro dovrebbe essere minimizzato per evitare polimerizzazioni premature (1, 9).

L'adozione di resine composite fotopolimerizzabili con luce alogena nella pratica odontoiatrica ha portato, nel breve volgere di un decennio, a notevoli progressi nella pratica conservativa, eliminando vari problemi, estetici e tecnici legati all'uso di resine composite autopolimerizzabili o fotopolimerizzabili a luce ultravioletta con conseguente abbandono di quest'ultima tecnica e limitazione dell'uso dei sistemi autopolimerizzabili a casi particolari e alle ricostruzioni pre-protesi.

1.4. Caratteristiche fisiche

1.4.1. Coefficiente di espansione termica e conduttività termica

In confronto all'espansione termica dello smalto ($11,4 \times 10^{-6} \text{°C}$) e della dentina ($8,3 \times 10^{-6} \text{°C}$) i compositi mostrano valori notevolmente più alti ($30-75 \times 10^{-6} \text{°C}$), soprattutto i microriempiti. Il valore maggiore di questi ultimi è dovuto principalmente al maggior quantitativo di resina presente.

Quando un dente viene raffreddato, il composito tende a contrarsi molto più del dente circostante, permettendo una grande penetrazione dei fluidi orali. Quando il dente viene riscaldato o torna alla temperatura corporea, lo spazio diminuisce e i fluidi orali sono forzati al di fuori dello spazio dente-otturazione (1, 9, 28).

Le modificazioni dimensionali provocate dalle variazioni di temperatura sono molto importanti dal punto di vista clinico, perché conducono alla creazione di fessure marginali e alla penetrazione di fluidi orali nelle stesse. Questo effetto, denominato percolazione, è ritenuto corresponsabile nella formazione delle carie secondarie (3).

L'adesione del materiale da otturazione alla superficie del dente fa sì che si formino anche delle cavitazioni interne, che possono arrivare a provocare la frattura dell'otturazione (20).

Per quanto concerne la conduttività termica il dente ha valori di $1,4-2,1 \times 10^{-3} \text{ cal/s/cm}^2$ (°C/cm), mentre i compositi mostrano una conduttività minore, soprattutto i microriempiti ($12-15 \times 10^{-4} \text{ cal/s/cm}^2$) rispetto ai convenzionali ($25-30 \times 10^{-4} \text{ cal/s/cm}^2$).

I compositi microriempiti si comportano come resine prive di riempitivo sia per l'alto contenuto di resina che per la bassa conducibilità termica del riempitivo costituito da silice.

I compositi convenzionali e ibridi hanno una conducibilità maggiore, circa il doppio rispetto ai microriempiti, per la maggiore conducibilità del quarzo e per le maggiori probabilità di un contatto fra particelle quando viene usato un riempitivo di grandi dimensioni (1, 9).

1.4.2. Contrazione da polimerizzazione

Durante le fasi della polimerizzazione tutte le resine subiscono una retrazione lineare (3%) e volumetrica. Prima della polimerizzazione i monomeri resinosi sono legati tra loro da forze di Van der Waals (legame di tipo elettrostatico), mentre a polimerizzazione avvenuta la

distanza di legame risulta notevolmente ridotta (3-4 volte inferiore) per la formazione di legami covalenti (1, 9, 29).

Secondo studi di Goldman il cambiamento volumetrico del composito si aggira tra l'1,67% e il 5,68% del volume determinando stress interni al restauro e una forza di retrazione da polimerizzazione valutata da Bowen (13) in 3,9 MPa e da Lutz (31) in 18-20 MPa. Asmussen nel 1985 ha affermato che si ha un annullamento della fessura marginale quando si sviluppano forze tensili di legame non superiori a 18-20 MPa (28).

I fattori che governano la qualità del sigillo marginale sono classificabili in tre categorie:

- proprietà dei materiali (materiale composito e agente di legame);
- preparazione cavitaria;
- tecnica operativa.

Tra questi, la contrazione da polimerizzazione risulta essere la proprietà più avversa dei materiali resinosi oggi disponibili. La durezza del sigillo marginale appare, a sua volta, negativamente influenzata da tre fattori:

- Le tensioni interne residue, generate dalla contrazione da polimerizzazione;
- La degradazione chimica dei legami fisici e/o chimici all'interfaccia dente-otturazione;
- La discrepanza nelle proprietà fisiche tra i tessuti duri del dente e il materiale resinoso, potenzialmente dannosa se il restauro è sottoposto a sollecitazioni termiche e meccaniche (1, 20, 32).

Attraverso studi *in vitro*, si è osservato che con l'uso singolo o, meglio ancora, opportunamente combinato, di vari materiali e tecniche, si possono risolvere soltanto parzialmente i problemi posti dalla contrazione da polimerizzazione, nel restauro dei settori posteriori.

Se infatti risulta possibile ottenere un buon sigillo marginale anche in ampie cavità di classe II laddove il margine cavitario risulti costituito da un adeguato spessore di smalto, non altrettanto si verifica quando tale margine sia costituito da dentina e/o cemento (margine cervicale di un box approssimale, localizzato al di sotto della giunzione amelo-cementizia) (1, 33-35). Inoltre nelle ricostruzioni estese la massa di resina composita aumenta facendo prevalere le forze di retrazione e determinando in tal modo, nonostante la mordenzatura dello smalto, la formazione di fissurazioni marginali (3).

Inoltre la problematica del sigillo marginale, nei settori posteriori, assume alcune caratteristiche peculiari proprio in rapporto al tipo di materiali usati e alla sede:

- I materiali per posteriori, dato l'elevato carico inorganico, presentano un'elevata viscosità e dunque scarse capacità di scorrimento viscoso nelle fasi precoci di presa. Ciò rende verosimilmente tali materiali meno capaci di sfruttare l'azione di un buon adesivo dentinale rispetto ai compositi per anteriori (6, 20, 25, 36).
- Il meccanismo di compenso costituito dall'espansione igroscopica, piuttosto attivo nei compositi per anteriori, risulta estremamente scarso o addirittura assente nei compositi per posteriori (37, 38). Alcuni studi attribuiscono (1, 9) a questa dilatazione igroscopica valori che vanno dallo 0,7% allo 0,8%. In ogni caso l'assorbimento di acqua, pur compensando soltanto una parte della contrazione da polimerizzazione, non è auspicabile in quanto l'acqua induce un decadimento delle proprietà meccaniche dei compositi e determina una riduzione parziale della fessura dopo diverse ore; è noto, infatti, che proprio nel periodo immediatamente successivo al restauro della cavità, la dentina è maggiormente soggetta ad insulti legati all'infiltrazione marginale (3, 4).
- Data la forma delle cavità (fattore C), soprattutto a livello dei box approssimali, si realizza un rapporto sfavorevole tra l'estensione delle superfici adese e quelle non adese,

che limita ulteriormente le possibilità di scorrimento viscoso (33, 39, 35); per i motivi riportati sopra, anche qualora si ottenga un'adesione con un buon adattamento marginale, il restauro e i tessuti dentari circostanti si caricheranno di tensioni. Queste potranno forse, come dimostrato *in vitro*, ridurre la durata del sigillo marginale oppure, se non cede quest'ultimo, produrre distorsioni e/o fratture cuspidali o possibile loro propagazione all'interno del tessuto dentale e risultare in una sensibilità e/o dolore post-operatorio (6, 33).

- Gli stress interni generati dalla contrazione da polimerizzazione sono anche associati al cedimento a fatica e all'usura del composito (7, 8, 10, 20, 32, 41, 42).

L'entità della contrazione dipende da vari fattori, tra cui il tipo di monomero reagente, la concentrazione del catalizzatore e/o dell'iniziatore, perché essi determinano l'intima struttura e la densità del reticolo del polimero.

Altri importanti fattori sono la quantità di riempitivo, il tipo, la dimensione e il tipo di agente legante, la quantità di monomero reattivo, il grado di polimerizzazione, la quantità d'aria incorporata nel materiale (43-49).

Il fenomeno della contrazione, inoltre, risulta direttamente proporzionale alla massa e si concretizza in uno spostamento del materiale rappresentato da un vettore la cui direzione è il risultato della combinazione di un vettore orientato verso la sorgente luminosa e uno verso il centro della massa.

Per contrastare tale fenomeno la ricerca ha messo a disposizione, nel corso degli anni, una serie di espedienti operativi che gli permettano di superare, però, solo parzialmente tale problema: bisellatura dello smalto; mordenzatura integrale di smalto e dentina e uso di adesivi smalto dentinali (1, 4, 9); tecnica incrementale di posizionamento del materiale (25, 39); impregnazione della fessura marginale con resina fluida (3); fotopolimerizzazione ritardata ad impulsi (6); uso di cementi vetroionomerici come sottofondo; cunei fotoriflettenti; polimerizzazione attraverso la dentina (21); impiego di intarsi in composito (1, 9). Nei restauri in cui si è tenuto conto di questi suggerimenti si è avuta una riduzione della microfessura a valori comunque non sufficienti da impedire il passaggio di agenti patogeni.

Da quanto sopra emerso, appare evidente l'insorgere di un circolo vizioso, nel quale la via di uscita non sembra poter essere il solo ottenimento di una forte adesione, ma anche una netta riduzione, se non eliminazione, della contrazione da polimerizzazione.

1.4.3. Porosità

La porosità è presente in tutti i compositi e varia da 0,3 a 8,4% (22, 33). I compositi fotopolimerizzabili notoriamente presentano una bassa percentuale di porosità perché non devono essere mescolati.

Nell'ambito dei materiali autopolimerizzabili i compositi a microparticelle hanno più porosità (32). Quando l'area di sviluppo di tutte le porosità è grande può contribuire ad indebolire notevolmente le qualità fisico-meccaniche del composito (1, 9).

1.4.4. Viscosità

La viscosità costituisce la grandezza fisica atta a misurare l'attrito interno di un liquido ed è un parametro che ha una ripercussione clinica diretta sulla manipolazione del composito e sulla capacità del composito di scorrere nelle fasi precoci della polimerizzazione per compensare lo stress da ritiro. I valori relativi alla resina composita sono di 18,1-37 N/m² e per la resina fluida di 19,7-28 N/m² a 23°C (50).

Uno dei limiti all'aggiunta di riempitivo è determinato dall'aumento esponenziale della viscosità del prodotto, che pone dei limiti importanti di manipolazione all'operatore. Considerate le premesse merceologiche, qualsiasi tentativo di diminuire la viscosità del composito diluendolo con le resine fluide risulta essere chiaramente una manovra scorretta.

Utilizzando le lampade fotoattivanti convenzionali, che forniscono immediatamente la massima intensità di luce, si determina una polimerizzazione in massa del materiale composito con produzione di un calore di reazione, che porta ad un innalzamento supplementare della velocità di polimerizzazione. Si viene quindi a creare l'effetto Trommsdorff o effetto gel che porta ad un rapido innalzamento della viscosità del materiale composito. Davidson e De Gee, nei loro studi rivolti a contrastare la formazione della fessura marginale con i materiali compositi, avevano evidenziato l'importanza di uno scorrimento viscoso del composito stesso (*flow*) e il conseguente adattamento interno in fase di indurimento, quando quindi le molecole hanno ancora la possibilità di assumere un nuovo orientamento spaziale e compensare gli stress interni (6, 39).

Controllando la reazione con l'aggiunta di regolatori o utilizzando una fotoattivazione graduale, è possibile abbassare l'innalzamento della viscosità in fase di polimerizzazione e permettere lo scorrimento interno del composito, riducendo di fatto la formazione della fessura marginale (6).

1.4.5. Assorbimento di acqua e solubilità

Tutti i tipi di composito presentano un assorbimento di acqua più o meno elevato.

Questo fenomeno inizia dopo 4-6 ore dall'esecuzione del restauro, raggiunge il massimo entro una settimana e prosegue, in genere, fino al 28° giorno (37, 38), determinando una espansione volumetrica compresa tra lo 0,36 e il 3,1%.

Per la maggioranza dei prodotti, l'assorbimento d'acqua compensa solo una parte della contrazione da polimerizzazione. La via di penetrazione principale delle molecole d'acqua è attraverso la rete polimerica della resina matrice. Un aumento della saturazione nella matrice, quindi, può diminuire l'assorbimento (1, 9, 51).

I compositi microriempiti assorbono maggiormente in virtù dell'elevato contenuto di materiale organico (7).

L'assorbimento non è un fenomeno desiderabile perché l'acqua si comporta come agente plasticizzante, induce corrosione da stress e idrolisi del legame matrice-riempitivo. Inoltre, i difetti e/o l'iniziale distruzione del legame silanico (per svariate cause), determinano un ulteriore assorbimento d'acqua per effetto capillare.

La conseguente degradazione idrolitica del legame e l'aumento della pressione – delle tensioni interne e della corrosione – provocano il decadimento delle proprietà meccaniche del composito (20). Anche le porosità favoriscono l'assorbimento (18).

La solubilità è dovuta alla dissoluzione del monomero residuo dopo la reazione di polimerizzazione. Una volta che il monomero si è dissolto, la solubilità in acqua del materiale è molto bassa, perché la reazione di polimerizzazione è praticamente completa.

Un'adeguata esposizione alla luce è fondamentale per le resine fotoattivabili. Una resina attivata incompletamente ha un assorbimento di acqua e una solubilità maggiore, che si manifestano clinicamente con una precoce instabilità del colore (51).

Poiché le resine composite contengono una minore quantità di sostanza organica, esse presentano inizialmente una minore solubilità delle resine acriliche non rinforzate (46).

1.4.6. Radiopacità

Molte resine composite (es. i microriempiti) sono radiotrasparenti e ciò crea notevoli difficoltà all'esame radiografico per l'individuazione di eventuali carie secondarie. Infatti i tipici riempitivi come il quarzo, i vetri di alluminio e la silice non sono radiopachi.

Numerosi prodotti (es. compositi ibridi) contengono comunque una sufficiente quantità di vetri al bario, allo stronzio e più recentemente al lantanio, che incorporano atomi ad alto numero atomico che li rendono radiopachi (1, 9).

1.4.7. Biocompatibilità

Anche se meno marcatamente delle resine acriliche non rinforzate, alcuni componenti delle resine composite sono irritanti per la polpa dentaria. Il metilmetacrilato diffonde più rapidamente del monomero Bis-GMA attraverso i tubuli dentinali, ma si ritiene che anche quest'ultimo possa penetrare attraverso di essi e irritare la polpa. Inoltre anche le ammine e altre sostanze presenti nelle resine composite possono irritare la polpa dentaria. Tale irritazione determina, comunque, a livello della polpa, solo una blanda reazione infiammatoria reversibile (1, 9).

Le resine composite per loro natura non inibiscono la formazione di carie secondarie.

Poiché però la causa principale di queste ultime è l'infiltrazione marginale, la mordenzatura dello smalto delle pareti cavitari e la penetrazione della resina nelle irregolarità superficiali così prodotte nello smalto, riducono molto questo fenomeno, e pertanto il pericolo di carie secondarie risulta notevolmente ridotto (4).

1.4.8. Finitura

Una superficie usurata e non lucidata si presenta irregolare, permettendo l'accumulo della placca e la deposizione di pigmenti colorati derivanti dal cibo. Mentre una superficie ben rifinita e lucidata contribuisce ad aumentare la durata del restauro, rallentando l'accumulo della placca e riducendo le modificazioni del colore al quale la resina è soggetta.

Sulla base di tali considerazioni da un punto di vista clinico le fasi di rifinitura e di lucidatura rivestono un ruolo di estrema importanza, in un restauro in resina composita, perché la loro omissione fa sì che le qualità estetiche siano diminuite sia in termini qualitativi che temporali (1, 9).

Le resine microriempite hanno dato a lungo termine i migliori risultati quanto a rifinitura e lucidatura, meritando un ruolo privilegiato laddove l'estetica fosse di primaria importanza.

In generale è difficile ottenere superfici molto levigate sui restauri in resina composita convenzionale in quanto tali materiali sono costituiti da una fase più dura e fragile, il rinforzante, e da una fase più tenera che è la matrice resinosa.

Per quanto riguarda le resine composite con rinforzante microfine, esse possono essere lucidate in modo da impartire loro un grado di levigatezza simile a quello delle resine acriliche non rinforzate (7).

Le superfici più levigate si ottengono quando la resina indurisce a contatto della matrice e non si effettuano rifiniture e lucidature meccaniche su di essa. In genere comunque, nelle normali condizioni pratiche è necessario effettuare anche una rifinitura meccanica dei restauri. Parecchie sono le metodiche proposte dalla letteratura per la rifinitura e la lucidatura delle resine composite. Dai risultati riportati appare evidente come la migliore rifinitura può essere ottenuta usando punte diamantate a grana fine e dischi abrasivi e/o *strip* abrasive (1, 9). Per la lucidatura sono indicati gommini in silicone abrasivo e paste abrasive applicate con spazzolini rotanti.

1.5. Caratteristiche meccaniche

1.5.1. Modulo di elasticità

Il modulo di elasticità assume particolare interesse nella valutazione dei compositi da impiegare nelle aree di forte sollecitazione meccanica.

Se i materiali utilizzati avessero proprietà elastiche simili a quelle dello smalto e della dentina, il distacco marginale, causato dalla deformazione meccanica durante la masticazione, sarebbe minimo dato che gli sforzi di carico sarebbero trasmessi in maniera più uniforme attraverso l'interfaccia restauro-dente.

Un materiale, per poter essere usato in restauri che devono resistere a forze elevate, dovrebbe avere un modulo di elasticità elevato tale che, per produrre una sua deformazione, sia necessario uno sforzo notevole.

Le proprietà elastiche di un composito sono di fondamentale importanza e sono determinate dalle sue forze intermolecolari e dall'entità del suo carico inorganico.

Più forte è l'attrazione fra le molecole, maggiore è il valore del modulo elastico; più debole è la forza di attrazione intermolecolare, più basso è il valore di elasticità e quindi meno rigido è il materiale.

È essenziale che, anche sotto gli stress occlusali, venga conservato un buon adattamento fra l'otturazione e le pareti della cavità. Più basso è il valore del modulo di elasticità, maggiore è la deformazione del materiale, quando viene applicato un carico occlusale. Questa deformazione, oltre ad avere ripercussioni negative sul restauro e sulle strutture dentali, può aumentare il rischio di infiltrazione della placca batterica (18, 36).

Il modulo di elasticità delle resine composite (circa 10000-16000 MN/m²) è, in genere, circa cinque volte maggiore di quello delle resine acriliche non rinforzate (circa 2,450 MN/m²) (1, 9).

1.5.2. Fatica

Tutti i materiali sottoposti ad una sollecitazione che produca una deformazione nell'ambito del limite elastico dovrebbero ritornare alla forma originale, senza alterazione delle proprietà e della struttura interna, una volta cessata la sollecitazione.

Bisogna tenere presente che l'azione di piccole sollecitazioni che si ripetono un numero elevato di volte può portare ad una drastica diminuzione della resistenza fino a determinare la frattura del materiale. A questo fenomeno viene dato il nome di frattura da fatica.

La determinazione di questo parametro è di considerevole importanza per certi tipi di ricostruzioni in composito localizzate in zone della bocca soggette a piccole sollecitazioni cicliche durante la masticazione. La dimensione e la forma delle particelle di riempitivo sono, probabilmente, fattori importanti ai fini della resistenza alla fatica, dal momento che i cedimenti dei restauri in composito si sviluppano da piccole fratture nel contesto del materiale (7, 8, 20, 32, 40-42, 52).

1.5.3. Usura e resistenza all'abrasione

Numerosi studi hanno dimostrato che le resine composite hanno una resistenza all'usura notevolmente superiore di quella delle resine acriliche non rinforzate e ciò è dovuto alla presenza delle particelle dure di sostanza rinforzante (1, 9).

L'usura delle resine composite è un fenomeno complesso ed è dovuto al graduale consumo della matrice organica con conseguente distacco delle particelle superficiali di rinforzante. La

resistenza all'usura della matrice organica è infatti notevolmente inferiore a quella del rinforzante e questa differenza causa delle difficoltà nella rifinitura e nella lucidatura dei compositi.

Durante la rifinitura e la lucidatura, infatti, la fase organica del composito si abrade più in fretta del rinforzante e ciò tende a produrre una superficie ruvida (8).

Quindi l'usura si può definire come il distacco di materiale solido da una superficie per effetto di un'azione meccanica.

Il fenomeno dell'usura di una resina composita riconosce più cause scatenanti che agiscono in sinergia tra loro (50) e che possono essere riassunte come segue:

- *attrito*: perdita di sostanza con la formazione di faccetta quale risultato del frizionamento con il dente antagonista in contatto centrico;
- *abrasione*: perdita di sostanza causata dalle procedure di igiene orale o dalla masticazione del cibo, al di fuori del contatto diretto con il dente antagonista;
- *fatica*: perdita di sostanza dovuta alla presenza di sollecitazioni cicliche che accumulano tensioni in seno al materiale restaurativo favorendo il suo degrado superficiale.

Per una valutazione quantitativa della perdita di materiale è necessario misurare sia l'attrito che l'abrasione data la differenza significativa che si riscontra tra questi due processi di usura. I compositi convenzionali e ibridi hanno valori di $3,8 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{mm}$, mentre i microriempiti di $14,9 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{mm}$. Questo dato indica che i compositi che contengono quarzo, come riempitivo, sono più resistenti all'abrasione di quelli che contengono vetro (1, 9).

Per quanto riguarda l'usura a cui vanno incontro i restauri in resina composita convenzionale eseguiti sulle superfici occluso-prossimali dei denti posteriori, si è ipotizzato il meccanismo di usura seguente:

- durante la funzione masticatoria, le forze esercitate dall'arcata dentaria antagonista si trasmettono, attraverso il bolo alimentare, alle particelle superficiali di rinforzante presenti nel restauro in resina composita;
- queste forze vengono quindi trasmesse, attraverso le particelle, alla matrice di resina, e se le particelle rimangono intatte, la concentrazione degli sforzi nella resina attorno alla base di ogni particella aumenterà fino a causare delle microfratture nella matrice resinosa stessa;
- vengono così gradualmente perdute delle piccole particelle di polimero, fino al punto che anche le particelle di rinforzante non risultano più adeguatamente trattenute e sostenute, e anch'esse si staccano dalle superfici del restauro (7).

I compositi microriempiti, invece, si usurano in modo uniforme: la perdita di sostanza interviene sia a carico della matrice che del riempitivo, caratteristica questa che contribuisce, insieme ad altri fattori, a mantenere la superficie levigata col passare del tempo (effetto autolucidante) e una migliore resa cromatica.

Il composito microriempito ha mostrato una resistenza all'abrasione molto buona paragonabile a quella del composito ibrido e dell'amalgama (1, 7, 9, 19, 17).

L'impiego di *filler* più duri può determinare un incremento della resistenza all'usura, ma se la differenza nel modulo di elasticità fra le particelle e la resina è troppo alta si verifica un forte gradiente di stress all'interfaccia matrice-riempitivo. In questa condizione la resistenza all'usura diminuirebbe drasticamente.

Dalla letteratura risulta che una grande influenza viene esercitata, sulle due proprietà analizzate, dai cicli termici (1, 9) e a dimostrazione di ciò alcuni autori riportano che ci sono differenze significative nella resistenza all'usura tra otturazioni e intarsi realizzati con lo stesso tipo di composito (23).

1.5.4. Resistenza alla compressione

Un corpo è soggetto a compressione quando le forze ad esso applicate tendono ad accorciarlo (2).

Il comportamento dei materiali sottoposti alla prova di compressione varia notevolmente a seconda della loro plasticità. Se il materiale in prova è fragile, il provino si rompe con distacco delle sue parti e il carico applicato raggiunge un massimo che viene assunto come carico massimo di rottura a compressione.

Se il materiale presenta, invece, un comportamento plastico non viene ottenuta una vera rottura ma il campione subisce un continuo schiacciamento mentre il carico assume valori sempre più crescenti.

La prova di compressione e, quindi, la resistenza alla compressione sono molto utili per confrontare le caratteristiche di resistenza dei materiali fragili.

Nel caso dei materiali compositi il valore di resistenza alla compressione esprime la coesione tra la matrice e il riempitivo: più elevato è tale valore, più il materiale resisterà alla compressione e più sarà coesivo.

La resistenza alla compressione delle resine composite (circa 210-290 MPa) è notevolmente superiore di quella delle resine acriliche non rinforzate (circa 83 MPa) (1, 9).

Gli stress termici sembrano aumentare la resistenza alla compressione dei compositi, perché probabilmente aumentano il grado di conversione della resina (23).

1.5.5. Resistenza alla trazione

Un corpo è soggetto ad una sollecitazione di trazione quando le forze ad esso applicate tendono ad allungarlo. Le proprietà che si misurano con la prova di trazione prendono il nome di proprietà tensili dei materiali. Nel caso dei compositi tale prova è utilizzata, come nel caso della resistenza alla compressione, per valutare il legame tra matrice e riempitivo (2, 52).

La resistenza alla trazione delle resine composite è circa doppia di quella delle resine acriliche non rinforzate. Le resine composite subiscono una deformazione permanente prima della rottura minore di quella delle resine acriliche non rinforzate pertanto esse sono più fragili di queste ultime (1, 9).

1.5.6. Durezza

La durezza dei materiali è una proprietà convenzionale e pertanto la sua definizione non è unica, ma diversa a seconda del metodo impiegato per rilevarla o della unità di misura utilizzate per esprimerla.

I test di durezza misurano, essenzialmente, il danno alla matrice e non la durezza del materiale. Infatti l'apparecchio di misurazione penetra nel materiale senza essere fermato dalle particelle che compongono la carica e provoca un danno alla matrice.

Più piccola è l'impronta lasciata dal misuratore, più il materiale è duro ma fragile e si avvicina, come caratteristiche, alla ceramica. Più grande è l'impronta lasciata dal misuratore, più il materiale è tenero e plastico e simile alla resina. La durezza è direttamente proporzionale al grado di conversione del monomero in polimero durante la reazione di polimerizzazione.

In seguito alla reazione dei doppi legami dei gruppi acrilati, si ha la propagazione della polimerizzazione al termine della quale non tutti i legami hanno reagito. I gruppi residui (residua insaturazione) forniscono il parametro di valutazione del grado di conversione.

In effetti al maggior contenuto in BIS-GMA corrisponde il maggior contenuto di gruppi metacrilici che non hanno reagito e questo condiziona soprattutto la formazione dei legami crociati.

Il grado di conversione è influenzato anche dalla distanza luce-composito, a causa dell'attenuazione dell'intensità luminosa dovuta all'attraversamento del materiale e dall'intensità della sorgente luminosa (51).

Anche la taglia e l'indice di rifrazione delle particelle producono quei fenomeni di riflesso-rifrazione interni dei raggi, denominati *scattering* condizionando la penetrazione della luce (1, 9).

Le resine autopolimerizzabili pur avendo una reazione uniforme in tutta la massa presentano un grado di conversione più basso rispetto a quelle fotopolimerizzabili, perché il meccanismo di autocatalisi è meno efficiente rispetto a quello di fotocatalisi.

Un aumento dei legami crociati, e cioè una diminuzione dell'insaturazione, può migliorare le proprietà fisiche quali la durezza, la resistenza all'usura, la resistenza alla compressione e alla trazione diametrale (23).

Ricordiamo infatti che il processo di polimerizzazione, sia nei foto che negli autoattivabili, una volta innescato si continua soprattutto nelle 24 ore successive e si completa dopo una settimana, quando il composito, per la completa saturazione, ha raggiunto la massima durezza.

1.5.7. Resistenza alla flessione

Un corpo è soggetto a flessione quando le forze ad esso applicate tendono a piegarlo. Ogni misurazione di resistenza alla flessione ha valore se accompagnata da un coefficiente di resistenza alla flessione.

La prova di flessione si esegue allo scopo di determinare una o più caratteristiche di comportamento del materiale nel campo delle deformazioni elastiche (53).

Si definisce carico unitario di rottura a flessione il carico unitario, che genera la rottura del provino sottoposto alla prova di flessione. La resistenza alla flessione dei compositi è proporzionale alla temperatura alla quale questi vengono polimerizzati (23).

2. GLI ELASTOMERI DA IMPRONTA

2.1. Introduzione

Come è noto gli elastomeri, o gomme sintetiche, sono dei polimeri sintetici ad alto peso molecolare, dotati di elevate caratteristiche elastiche. In odontoiatria vengono impiegati vari tipi di elastomeri, principalmente come materiali da impronta elastici. Questi materiali vengono forniti sotto forma di due componenti (due paste o una pasta e un liquido) che vengono miscelati tra loro prima dell'impiego. Si ottiene così una pasta la quale viene impiegata per rilevare l'impronta. Nella bocca del paziente il materiale dallo stato pastoso si trasforma in elastomero, attraverso opportune reazioni chimiche di polimerizzazione, e viene quindi estratto dopo che ha acquistato adeguate caratteristiche elastiche. Se correttamente manipolati, gli elastomeri da impronta sono in genere in grado di fornire impronte molto precise.

I principali vantaggi degli elastomeri sono: buona stabilità dimensionale; possibilità di effettuare la galvanoplastica delle impronte, elettrodepositando su di esse un sottile strato metallico il quale ricoprirà poi il modello impartendo alle sue superfici una maggiore resistenza all'abrasione; buona resistenza meccanica e alla lacerazione; compatibilità con i gessi con i quali generano modelli con superfici dure e lisce (53).

2.2. Tipi di elastomeri da impronta e loro stato di fornitura

Sono disponibili quattro tipi fondamentali di elastomeri o gomme sintetiche da impronta:

- 1) gomme al polisolfuro (o mercaptaniche o gomme thiokol);
- 2) gomme siliconiche a polimerizzazione per policondensazione;
- 3) gomme siliconiche a polimerizzazione per addizione, note anche con il nome di polivinilsilossani;
- 4) gomme polietere.

In genere i vari tipi di elastomeri da impronta vengono forniti con vari gradi di viscosità dopo la miscelazione dei componenti. Ciò viene fatto per consentire vari tipi di procedimenti di rilevamento delle impronte come sarà illustrato nel seguito.

Le gomme al polisolfuro vengono generalmente fornite con tre viscosità: alta, media e bassa. Alcuni prodotti vengono, comunque, forniti con un'unica viscosità (media), e altri prodotti vengono forniti con due viscosità (molto alta e bassa o media e bassa).

Le gomme siliconiche, che polimerizzano per condensazione, vengono generalmente fornite con quattro viscosità: molto alta, alta, media e bassa. Alcuni prodotti vengono forniti con tre viscosità (alta, media e bassa, oppure molto alta, media e bassa), e altri prodotti vengono forniti con due viscosità (molto alta e media o molto alta e bassa).

Le gomme siliconiche che polimerizzano per addizione (polivinilsilossani) vengono generalmente fornite con quattro viscosità: molto alta, alta, media e bassa. Alcuni prodotti vengono forniti con tre viscosità (alta, media e bassa), ed infine altri prodotti vengono forniti con una viscosità (media).

Le gomme polietere vengono in genere fornite con una viscosità (media), ma essa può essere ridotta tramite l'aggiunta di appositi diluenti forniti assieme ai materiali base. Recentemente,

comunque, sono state introdotte anche delle gomme polietere con tre viscosità (alta, media e bassa).

Spesso, per indicare le caratteristiche di fluidità dei vari materiali dopo la miscelazione, si impiega al posto della parola viscosità il termine consistenza, avendosi quindi materiali a bassa consistenza, a media consistenza, ad alta consistenza e a consistenza molto alta.

Le gomme al polisolfuro vengono generalmente fornite sotto forma di due paste di colore diverso, contenute in due tubetti metallici deformabili. Le gomme siliconiche a polimerizzazione per policondensazione dei tipi a bassa, media, e alta viscosità vengono fornite sotto forma di due paste di colore diverso, contenute in due tubetti metallici deformabili, oppure sotto forma di una pasta contenuta in un tubetto metallico-deformabile e di un liquido contenuto in una bottiglietta. I prodotti a viscosità molto alta vengono generalmente forniti sotto forma di due paste molto consistenti, contenute in due vasi di plastica, o sotto forma di una pasta contenuta in un vaso di plastica e di un liquido contenuto in una bottiglietta.

Le gomme siliconiche a polimerizzazione per addizione (polivinilsilossani) dei tipi a bassa, media e alta viscosità vengono fornite sotto forma di due paste di colore diverso, contenute in due tubetti metallici deformabili oppure in cartucce in plastica sulle quali si innestano dei puntali automiscelanti monouso. Le cartucce si montano su apposite pistole dotate di pistoni che consentono, al bisogno, l'estrusione della pasta base e catalizzatrice dalla cartuccia. I prodotti a viscosità molto alta vengono generalmente forniti sotto forma di due paste molto consistenti, contenute in due vasi di plastica.

Le gomme polietere vengono fornite sotto forma di due paste di colore diverso, contenute in due tubetti metallici deformabili e più recentemente in cartucce da montare in apposite macchine che effettuano automaticamente la miscelazione dei componenti (53).

2.2.1. Gomme al polisolfuro da impronta

Le gomme sintetiche al polisolfuro furono introdotte nei primi anni cinquanta e costituirono i primi elastomeri da impronta introdotti in odontoiatria. I primi materiali posti in commercio che erano chiamati gomme thiokol, dal nome dell'industria che per prima le commercializzò (Thiokol Corporation). Successivamente questi materiali sono stati chiamati mercaptani per il fatto che nella pasta base il principale componente è un polimero a basso peso molecolare caratterizzato da gruppi terminali e laterali sulfidrilici-SH, in grado di reagire con i sali di mercurio generando precipitati poco solubili, da qui l'espressione latina *corpus mercurio aptum* e la successiva abbreviazione in mercaptani; più frequentemente questi polimeri organici vengono denominati tioalcoli o tioli perché il gruppo sulfidrilico ha delle analogie comportamentali con il gruppo ossidrilico degli alcoli. Il materiale viene fornito sotto forma di due paste, che vengono generalmente chiamate una pasta base e l'altra pasta reagente.

La pasta base contiene un polimero polisolfuro a basso peso molecolare (2000-4000 Dalton) che è un mercaptano polifunzionale, sotto forma di un liquido viscoso, di colore giallo ambra, dall'odore sgradevole. L'appropriata consistenza della pasta base si ottiene aggiungendo al mercaptano dei riempitivi inorganici quali: biossido di titanio, solfato di zinco, silice, litopone (quest'ultimo è un pigmento bianco formato da una miscela di solfuro di zinco e di solfato di bario). La concentrazione dei riempitivi varia dall'11% al 54% a seconda della viscosità del materiale. Sono inoltre presenti sostanze plastificanti (come dibutilftalato), deodoranti e una piccola quantità di zolfo (circa 0,5%). In genere la pasta base è di colore bianco.

La pasta reagente è anche denominata catalizzatore o pasta accelerante, ha un colore marrone scuro per la presenza nella sua composizione di biossido di piombo, che ha lo scopo di far avvenire l'unione, tra di loro, delle molecole tioliche generando così una gomma al polisolfuro. Sono inoltre presenti: zolfo (1-4%), che facilita la reazione; un plastificante quale

dibutilftalato o un altro olio inerte (circa 7%) avente lo scopo di formare la pasta; acido oleico o stearico, che fungono da ritardanti regolando il tempo di indurimento del materiale; deodoranti e riempitivi.

Alcuni produttori per evitare il colore marrone della pasta reagente, giudicato poco gradevole, hanno sostituito il biossido di piombo con altri composti ossidanti quali l'idroperossido di cumene o l'idrossido di rame. Con il primo è possibile ottenere una pasta di qualsiasi colore grazie all'aggiunta di opportuni pigmenti, mentre con il secondo si ottiene un prodotto di colore verde.

A seguito della miscelazione delle due paste avviene la reazione chimica tra i gruppi sulfidrilici del polimero mercaptanico e il biossido di piombo. La reazione è accompagnata dalla formazione di ponti disolfuro intermolecolari, acqua e solfuro di piombo. L'ossidazione dei gruppi -SH terminali provoca l'allungamento delle catene polimeriche, mentre l'ossidazione dei gruppi -SH laterali determina la formazione di legami trasversali tra le catene. I gruppi sulfidrilici terminali sono più numerosi di quelli laterali e questo fa sì che inizialmente prevalga l'allungamento delle catene, che aumenta la viscosità del materiale, successivamente si ha la formazione dei legami trasversali, che conferiscono le proprietà elastiche al materiale. Il materiale può quindi essere manipolato durante la prima fase della reazione, anche detta tempo di lavorazione o manipolazione, e deve essere inserito in bocca prima che inizi la seconda fase, denominata tempo di presa, per evitare che si generino tensioni interne, che deformerebbero l'impronta. La reazione è accompagnata da una contrazione dovuta alla liberazione di acqua che si protrae per parecchie ore, in quanto la polimerizzazione prosegue anche se il materiale ha acquistato caratteristiche elastiche tali da poterlo estrarre dalla bocca. In genere questi materiali presentano un tempo di miscelazione di circa 45-60 s, mentre il tempo di lavorazione è compreso tra 5 e 6 min. Il tempo di presa è generalmente di circa 8-14 min anche se esistono attualmente in commercio prodotti con un tempo di presa più contenuto (5-6 min). La reazione di presa è esotermica e provoca un aumento di temperatura, che non supera i 3,4°C, pertanto prima di rilevanza clinica. Lo spessore idoneo necessario perché questi materiali presentino una adeguata precisione e resistenza alla lacerazione è di 2-3 mm, che si ottengono tramite la realizzazione di appositi portaimpronte individuali. La stabilità dimensionale di questi materiali è condizionata negativamente dalla contrazione da polimerizzazione e dal parziale recupero elastico (circa il 98%) che questi subiscono se eventualmente deformati, per questo motivo si consiglia di colare il modello entro 30 min dalla rimozione dell'impronta dalla bocca. Anche il coefficiente di espansione termica, particolarmente elevato ($150 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), può generare una contrazione lineare dello 0,26% al momento del raffreddamento, successivo alla rimozione dell'impronta dal cavo orale. Tale fenomeno è tuttavia notevolmente contrastato dall'adesione al portaimpronta, al punto da risultare ampiamente accettabile. È inoltre possibile effettuare la galvanoplastica con rame od argento, quest'ultima è da preferire per i suoi più sicuri risultati (53).

2.2.2. Gomme silconiche da impronta a polimerizzazione per condensazione

Le gomme silconiche da impronta furono sviluppate e introdotte in odontoiatria per ovviare ad alcuni inconvenienti presentati dalle gomme al polisolfuro, quali la loro capacità di macchiare gli indumenti e l'odore sgradevole di vari prodotti. Le gomme silconiche da impronta che polimerizzano per condensazione furono introdotte, prima di quelle che polimerizzano per addizione, alla fine degli anni cinquanta. Questi materiali vengono forniti sotto forma di una pasta base e di un reagente che può essere sotto forma di un liquido o sotto forma di una pasta.

La pasta base contiene un polimero siliconico liquido a basso peso molecolare che è un polidimetilsilossano con gruppi terminali reattivi idrossilici. È inoltre presente una sostanza di riempimento per rendere pastoso il materiale, tale sostanza può essere costituita da silice o da carbonato di rame, sotto forma di particelle aventi dimensioni di circa 2-8 μm e presenti in concentrazioni variabili dal 35% al 75% a seconda della viscosità del materiale. Spesso le superfici delle particelle sono opportunamente trattate per impartire loro una migliore compatibilità con il polimero siliconico. Sono inoltre in genere presenti dei coloranti.

Il reagente viene anche chiamato catalizzatore o accelerante; si presenta generalmente allo stato liquido, ma alcuni produttori lo forniscono sotto forma di una pasta grazie all'aggiunta di opportune sostanze di riempimento. Il reagente contiene principalmente un composto atto a generare l'unione delle molecole di polimero siliconico presenti nella pasta base attraverso i gruppi terminali ossidrilici - OH; a tale scopo si impiega comunemente un silicato alchilico (es. ortoetilsilicato). Nel reagente è inoltre presente un attivatore avente lo scopo di attivare la reazione tra le molecole di polimero siliconico e il silicato alchilico. A volte il reagente viene fornito sotto forma di due liquidi distinti in modo da mantenere separati il silicato alchilico e l'attivatore di stagno prima della miscelazione; ciò aumenta la durata del reagente. Sono generalmente presenti inoltre dei coloranti, che permettono di determinare quando la miscelazione è stata completata, grazie alla scomparsa di striature colorate nell'impasto di materiale prima dell'inserimento nella bocca del paziente. Durante la manipolazione è opportuno evitare il contatto diretto della pelle con il reagente, in quanto sono state osservate delle reazioni allergiche a tale sostanza.

In generale questi materiali presentano un tempo di miscelazione di circa 45 s; il tempo di lavorazione è generalmente di circa 3-4 min, ed è quindi più breve di quello delle gomme al polisolfuro; è pertanto necessario effettuare le varie operazioni con rapidità e precisione evitando di portare il materiale nella bocca quando esso è entrato nella fase elastica. Questi materiali presentano un tempo di presa di circa 6-10 min, questo tempo non corrisponde però al tempo di polimerizzazione, il quale è in generale notevolmente più lungo.

Riguardo alla stabilità dimensionale questi materiali subiscono una contrazione al trascorrere del tempo e tale contrazione è principalmente dovuta all'evaporazione dell'alcol prodotto durante la reazione chimica. Inoltre, la contrazione presentata da questi elastomeri è maggiore di quella delle gomme al polisolfuro. Questi materiali presentano comunque un maggior recupero elastico, che è approssimativamente del 99,5%. Le gomme siliconiche in oggetto presentano un coefficiente di dilatazione termica lineare alquanto elevato e pari a circa $200 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$. In pratica ciò significa che durante il raffreddamento dalla temperatura orale (circa 37°C) fino ad una temperatura ambiente di 20°C , l'impronta dovrebbe subire una contrazione lineare di circa 0,34%. Questa contrazione termica risulta comunque notevolmente contrastata dall'adesione dell'elastomero al portaimpronta e la contrazione termica finale risulta quindi notevolmente inferiore e in genere ampiamente accettabile. Anche in questo caso quindi, la contrazione complessiva che il materiale subisce dopo la rimozione dell'impronta dalla bocca è dovuta alla contrazione di polimerizzazione e alla contrazione termica. È indicato pertanto rilevare le impronte impiegando dei portaimpronta individuali, in modo che lo spessore del materiale da impronta sia di circa 2-3 mm, ed è opportuno costruire il modello quanto prima possibile dopo la rimozione dell'impronta della bocca. Per ottenere la massima precisione, il modello dovrebbe essere costruito entro trenta minuti dopo l'estrazione dell'impronta dalla bocca del paziente. Le miscele di gesso impiegate per la costruzione dei modelli tendono a formare un angolo di contatto elevato sulla superficie delle impronte, e tale angolo è anche maggiore di quello che si forma sulle superfici delle gomme al polisolfuro. Si deve pertanto prestare particolare attenzione durante la colata del gesso nelle impronte, in modo da non inglobare delle bolle d'aria nelle

superfici dei modelli in gesso. Si può inoltre effettuare la galvanoplastica delle impronte, elettrodepositando uno strato di argento su di esse (53).

2.2.3. Gomme siliconiche da impronta a polimerizzazione per addizione

La notevole contrazione di polimerizzazione presentata dalle gomme siliconiche a polimerizzazione per condensazione ha spinto alcuni fabbricanti a ricercare e produrre altri elastomeri siliconici nei quali tale inconveniente risultasse ridotto. Sono state quindi prodotte e introdotte in odontoiatria le gomme siliconiche a polimerizzazione per addizione, alle quali è stato assegnato anche il nome di polivinilsilossani. Mediante tale meccanismo di polimerizzazione questi materiali si trasformano dallo stato pastoso in elastomeri grazie all'unione diretta delle molecole siliconiche, senza liberazione di sostanze secondarie. Per tale motivo questi materiali presentano una stabilità dimensionale notevolmente superiore dei precedenti e sono stati introdotti in odontoiatria nella seconda metà degli anni settanta. Questi materiali vengono forniti sotto forma di una pasta base e di una pasta reagente.

La pasta base contiene principalmente un polimero siliconico a basso peso molecolare, che è un polidimetilsilossano nel quale alcuni gruppi metilici sono sostituiti da atomi di idrogeno; in tale pasta è inoltre presente una sostanza di riempimento, avente lo scopo di rendere pastoso il materiale, e un adatto colorante.

La pasta reagente viene chiamata anche accelerante o catalizzatore. Essa contiene un polimero siliconico a basso peso molecolare le cui molecole presentano gruppi terminali vinilici. In tale pasta è inoltre presente dell'acido cloroplatinico (H_2PtCl_6), che funge da catalizzatore, e una sostanza di riempimento. È inoltre presente un adatto colorante, in modo da impartire a questa pasta un colore diverso di quello della pasta base.

Il tempo di miscelazione è generalmente di circa 45-60 s, mentre il tempo di lavorazione è generalmente di circa 3 min ed è quindi in genere più breve di quello delle gomme al polisolfuro e simile a quello delle gomme siliconiche a polimerizzazione per condensazione. Il tempo di presa è generalmente compreso tra 6 e 8 min ed è quindi simile a quello delle gomme siliconiche a polimerizzazione per condensazione. Una delle caratteristiche principali di questi materiali è la loro ottima stabilità dimensionale, che risulta notevolmente superiore di quella delle gomme siliconiche a polimerizzazione per condensazione e di quella delle gomme al polisolfuro. Le gomme siliconiche a polimerizzazione per addizione presentano infatti nelle prime 24 ore dopo il rilevamento dell'impronta una contrazione molto contenuta pari a circa 0,05%; tale contrazione avviene in genere entro la prima ora, e successivamente le dimensioni dell'impronta rimangono costanti.

La deformazione permanente al momento della rimozione dell'impronta dalla bocca è la minore di tutti gli elastomeri da impronta ed è compresa tra lo 0,07 e lo 0,16%. Il recupero elastico di questi materiali è in genere superiore al 99,8%. Anche lo scorrimento viscoso è il minore di tutti gli altri elastomeri da impronta. L'elevata stabilità dimensionale di questi materiali permette di ottenere dei modelli notevolmente precisi anche se questi ultimi vengono costruiti varie ore dopo il rilevamento delle impronte (anche dopo vari giorni). Per quanto riguarda la preparazione del portaimpronta e l'adesione del materiale ad esso vale quanto già detto per gli altri elastomeri. Le gomme siliconiche che polimerizzano per addizione sono comunque più rigide delle gomme al polisolfuro e delle gomme siliconiche che polimerizzano per condensazione. Si possono pertanto incontrare delle difficoltà durante l'estrazione dell'impronta dalla bocca e durante l'estrazione del modello dall'impronta, specialmente in quei pazienti che presentano un marcato aumento della corona clinica dei denti, per problemi parodontali. È quindi opportuno creare tra il portaimpronta e i tessuti orali, uno spazio maggiore di quello che generalmente si impiega per gli elastomeri analizzati in precedenza. Si ritiene che

uno spessore di circa 4 mm sia adatto allo scopo. Si può effettuare la galvanoplastica delle impronte, elettrodepositando uno strato di argento su di esse. L'angolo di contatto che le miscele di gesso impiegate per la costruzione dei modelli formano sulla superficie delle impronte è simile a quello che si forma sulle gomme siliconiche a polimerizzazione per condensazione. Pertanto, analoghe attenzioni devono essere prestate durante la colata del gesso nelle impronte, onde evitare di inglobare delle bolle d'aria nelle superfici dei modelli in gesso.

È stato osservato, inoltre, che se in alcune impronte in gomma siliconica a polimerizzazione per addizione il gesso viene colato immediatamente dopo il rilevamento delle impronte, si formano delle piccole bollicine nelle superfici dei modelli in gesso. Si ritiene che tali bollicine siano dovute alla fuoriuscita di idrogeno (tale fenomeno è denominato dagli anglosassoni *gasing*), non necessariamente associato alla reazione di presa del materiale da impronta. Per evitare questo fenomeno, numerosi fabbricanti consigliano di attendere almeno 60 minuti prima di colare il gesso nelle impronte. Alcuni prodotti contengono comunque del palladio finemente suddiviso che assorbe l'idrogeno, e in questo caso il modello in gesso può essere colato subito (53).

2.2.4. Gomme polietere da impronta

Questi materiali furono introdotti alla fine degli anni sessanta, con il proposito di mettere a disposizione dell'operatore un elastomero da impronta che non liberasse sostanze secondarie durante la polimerizzazione. I prodotti commerciali sono forniti sotto forma di una pasta base e di una pasta reagente (chiamata anche catalizzatore). Viene inoltre, in taluni prodotti, fornito un diluente, il quale aggiunto all'impasto ne riduce la viscosità.

La pasta base contiene un polimero polietere a basso peso molecolare le cui molecole presentano anelli terminali azidrinici (etileniminici). Nella pasta è inoltre presente una sostanza di riempimento quale la silice, e un plastificante quale un glicolietere o un ftalato. È generalmente presente anche un colorante.

La pasta reagente contiene un estere di un solfonato aromatico, quale etil 2,5 di clorobenzenesolfonato che dà luogo alla formazione di legami trasversali tra i gruppi terminali delle molecole di polietere della pasta base. Sono inoltre presenti un colorante, un plastificante e un riempitivo, questi due ultimi due componenti sono analoghi a quelli contenuti nella pasta base.

Il diluente è principalmente costituito da ftalato di ottile e da circa il 5% di metil cellulosa.

Dopo la miscelazione delle due paste l'estere del solfonato aromatico apre gli anelli terminali delle molecole di polietere, si generano così di legami trasversali che danno luogo alla gomma di polietere. La reazione è una poliaddizione cationica che non dà luogo alla formazione di sostanze secondarie tipica delle reazioni di policondensazione. Il tempo di miscelazione è di circa 30-45 s, il tempo di lavorazione è compreso tra 2 e 3 min e può essere allungato di un minuto con l'aggiunta del diluente. Il tempo di presa è generalmente di 4-7 min ed è allungato di 2 min dall'aggiunta del diluente. Le gomme polietere presentano una contrazione, che avviene principalmente nella prima ora, e che nelle prime 24 ore è pari allo 0,1%. Tale contrazione è leggermente superiore rispetto a quella dei polivinilsilossani. Il loro recupero elastico è del 98,8%, mentre il loro coefficiente di espansione termica è di $220 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ e dovrebbe provocare, con l'escursione termica cavo orale-ambiente esterno, una contrazione dello 0,37%, che in realtà risulta contrastata dall'adesione al portaimpronta risultando, alla fine, clinicamente accettabile. Dopo la presa risultano particolarmente rigidi al punto di generare talvolta difficoltà nella rimozione dell'impronta in presenza di marcati sottosquadri. Per ridurre al minimo questo inconveniente lo spessore di materiale consigliato è di 4 mm. A differenza degli altri elastomeri da impronta le gomme polietere tendono ad assorbire acqua e presentano

un comportamento più idrofilo. Esse possono infatti assorbire fino al 14% di acqua perdendo chiaramente precisione. È di vitale importanza quindi una rilevazione dell'impronta in assenza di un eccesso di fluidi orali e una idonea conservazione dell'impronta prima della colatura dei modelli. Le impronte possono essere elettrodeposte con argento e i gessi formano, con questi materiali idrofili, un angolo di contatto minore rispetto agli altri elastomeri (53).

2.3. Impieghi

Gli elastomeri da impronta possono essere considerati dei materiali da impronta di tipo universale, in grado cioè di rilevare svariati tipi di impronte nel cavo orale dei pazienti. Essi vengono principalmente ed estesamente impiegati per il rilevamento di impronte per la costruzione di protesi fisse. Vengono anche impiegati per vari altri scopi, tra i quali si ricordano i seguenti: per il rilevamento di impronte finali di arcate edentule nella costruzione di protesi totali; per il rilevamento di impronte, durante le operazioni di ribasatura delle protesi totali e delle protesi parziali rimovibili; per il rilevamento delle impronte finali delle creste edentule, nella costruzione delle basi ad estremità libera delle protesi parziali rimovibili; per stabilizzare le placche-base (basi per le registrazioni), durante le operazioni di registrazione delle relazioni intermascellari, nella costruzione delle protesi rimovibili. Il loro impiego per il rilevamento di impronte di arcate parzialmente edentule, nella costruzione di protesi parziali rimovibili, è in genere limitato ai casi nei quali i sottosquadri sono particolarmente marcati. In genere, la principale limitazione al loro impiego risiede nel loro costo elevato, e pertanto non vengono generalmente impiegati in quei casi nei quali siano richieste elevate quantità di materiale e sia possibile utilizzare materiali aventi un costo più contenuto e in grado di fornire ugualmente dei risultati soddisfacenti.

Gli elastomeri da impronta sono destinati a specifici impieghi in base alla viscosità che essi presentano dopo la miscelazione dei componenti. I materiali a bassa viscosità vengono impiegati mediante siringa iniettandoli attorno ai denti preparati, o generalmente come materiali correttivi sfruttando il supporto offertogli da un'impronta con un materiale a viscosità più elevata.

I materiali a media e ad alta viscosità possono essere impiegati da soli per rilevare impronte complete tramite appositi portaimpronta individuali, o come si è detto in combinazione con materiali a bassa viscosità.

I materiali a viscosità molto alta vengono impiegati per rilevare impronte preliminari, che fungeranno quindi da portaimpronta individuali per rilevare le impronte finali con materiali a viscosità più bassa.

Infine, alcuni elastomeri da impronta a viscosità molto alta possono essere utilizzati come materiali per la registrazione delle relazioni intermascellari, durante la costruzione delle protesi (53).

2.4. Requisiti generali

Gli elastomeri o gomme sintetiche da impronta sono coperti dalla norma ISO 4823 e dalla Specificazione n. 19 dell'ADA (American Dental Association), le quali stabiliscono la classificazione e i requisiti che devono essere presentati dagli elastomeri impiegati per il rilevamento di impronte in odontoiatria. Tali norme si riferiscono in generale ad elastomeri, quali ad esempio gomme al polisolfuro, gomme siliciche, gomme polietere, o altri materiali

non acquosi in grado di reagire chimicamente formando dei materiali elastici, che possono essere impiegati per rilevare impronte.

Secondo la specificazione n. 19 dell'ADA, questi materiali vengono classificati in tre tipi: tipo I, tipo II, tipo III, in base alle proprietà elastiche e al cambiamento dimensionale che presentano dopo l'indurimento. Queste proprietà riguardano le seguenti caratteristiche:

- a) la deformazione permanente che i materiali presentano dopo che sono stati sottoposti ad una sollecitazione di compressione;
- b) lo scorrimento viscoso che i materiali presentano sotto l'azione di un carico di compressione costante;
- c) il cambiamento dimensionale lineare negativo (contrazione) che i materiali presentano dopo 24 ore.

Per stabilire l'appartenenza ad uno dei tipi suddetti, i materiali vengono sottoposti a delle prove opportune. Data la relativa complessità della preparazione dei campioni e dell'esecuzione delle prove, e poiché tali prove riguardano questi materiali principalmente per scopi di collaudo, non si ritiene opportuno descrivere tali prove in dettaglio ma si rinvia alla specificazione in oggetto. Si riportano comunque in Tabella 1 i requisiti richiesti dalla specificazione.

Tabella 1. Requisiti relativi alla deformazione, allo scorrimento viscoso e al cambiamento dimensionale dopo 24 ore

Tipo	Deformazione (%)	Scorrimento viscoso (%)	Cambiamento dimensionale (%)
I	2,5	0,5	0,5
II	2,5	0,5	1
III	5,5	2	0,5

Ogni tipo di materiale viene ulteriormente classificato in base alla viscosità, e quindi in base allo scopo a cui è principalmente destinato, nei seguenti gruppi:

- 1) a viscosità molto alta (indicati anche con il termine *putty*);
- 2) a viscosità alta (indicati anche con il termine *heavy body*);
- 3) a viscosità media (indicati anche con il termine *regular body*);
- 4) a viscosità bassa (indicati anche con i termini *light body* o *syringe*).

Quest'ultima classificazione si basa sullo specifico impiego dei vari materiali e sulla loro attitudine a riprodurre i dettagli. Come si è visto infatti, gli elastomeri da impronta vengono forniti con vari gradi di consistenza, e si possono quindi rilevare i vari tipi di impronte impiegando i materiali più adatti.

Per stabilire quale tipo di viscosità è presentato da un elastomero da impronta, onde stabilirne il gruppo di appartenenza in quest'ultima classificazione, si devono effettuare varie prove su opportuni campioni.

Per motivi analoghi a quelli detti in precedenza, non si ritiene opportuno riportare la descrizione della preparazione dei campioni e le modalità di prova, ma si rinvia alla specificazione in oggetto. Si riportano, comunque, nelle Tabelle 2 e 3 i requisiti richiesti da tale specificazione.

Tabella 2. Requisiti relativi ai tempi di miscelazione e lavorazione e alla consistenza

Viscosità	Miscelazione (min)	Lavorazione (min)	Consistenza (mm)
molto alta	1	2	13-20
alta	1	2	20-32
media	1	2	30-40
bassa	1	2	36-50

Tabella 3. Requisiti relativi alla deformazione percentuale e alla riproduzione dei dettagli tramite la larghezza della linea nell'impronta e nel gesso

Viscosità	Deformazione (%)	Larghezza linea (mm)	
		<i>nell'impronta</i>	<i>nel gesso</i>
molto alta	0,8-88	0,075	0,075
alta	2-20	0,020	0,020
media	2-20	0,020	0,020
bassa	2-20	0,020	0,020

Nel suo complesso la specificazione riporta i requisiti relativi alle seguenti caratteristiche: tempo di miscelazione, tempo di lavorazione, tempo di presa, tipi, descrizione della viscosità, caratteristiche relative alla composizione, tossicità, tempo minimo per la rimozione dalla bocca, riproduzione dei dettagli, cambiamento dimensionale massimo, compatibilità con il gesso, compatibilità con i bagni galvanici, deterioramento.

Sono, inoltre, riportate le istruzioni per l'uso che il produttore deve allegare al materiale; tali istruzioni devono includere:

- a) natura chimica del materiale: ad esempio siliconico, polisolfuro, poliestere, ecc.;
- b) descrizione del tipo e della viscosità del materiale;
- c) ogni precauzione o istruzione speciale per il trasporto e per la conservazione del materiale. Le istruzioni per i materiali a consistenza molto alta devono includere una dichiarazione che questi materiali non sono adatti a rilevare impronte con dettagli precisi se vengono usati da soli;
- d) istruzioni per le proporzioni dei componenti in peso e in volume;
- e) strumenti per la miscelazione e la tecnica da seguire;
- f) condizioni ambientali di miscelazione;
- g) tempo di miscelazione, il tempo di lavorazione minimo, e il tempo minimo per l'estrazione dalla bocca dell'impronta;
- h) tipo di bagno galvanico per la galvanoplastica;
- i) tempo massimo raccomandato per la colata del gesso nell'impronta;
- j) istruzioni per le condizioni di conservazione del materiale allo stato di fornitura (temperatura e umidità);
- k) durata massima del materiale nelle condizioni di conservazione indicate (53).

2.5. Proprietà generali degli elastomeri da impronta

Analizzando le principali proprietà degli elastomeri da impronta si possono fare le seguenti osservazioni rispetto a:

– *viscosità*

Le gomme siliconiche che polimerizzano per condensazione sono i materiali più fluidi, seguiti nell'ordine dalle gomme al polisolfuro, dalle gomme polietere e infine dalle gomme siliconiche che polimerizzano per addizione.

Naturalmente in ogni singolo gruppo di materiali la viscosità aumenta passando dai materiali a bassa viscosità a quelli a media, alta e molto alta. Oltre al valore della viscosità in un dato istante, è anche importante la velocità con cui aumenta la viscosità al trascorrere del tempo. I materiali che presentano il più rapido aumento della viscosità sono le gomme polietere, seguite dalle gomme siliconiche e dalle gomme al polisolfuro.

– *tempo di lavorazione*

È il periodo di tempo a disposizione per la miscelazione del materiale, per il riempimento del portaimpronta e per il suo inserimento nel cavo orale. I materiali che presentano il tempo di lavorazione più lungo sono in genere le gomme al polisolfuro, seguite dalle gomme siliconiche che polimerizzano per addizione e dalle gomme siliconiche che polimerizzano per condensazione, e infine dalle gomme polietere.

– *tempo di presa*

È il periodo di tempo che trascorre dall'inizio della miscelazione, fino a quando il materiale ha acquistato delle caratteristiche elastiche tali da consentire la rimozione dell'impronta dalla bocca. Analogamente al tempo di lavorazione, i materiali che presentano il tempo di presa più lungo sono in genere le gomme al polisolfuro, seguite dalle gomme siliconiche che polimerizzano per addizione e dalle gomme siliconiche che polimerizzano per condensazione, e infine dalle gomme polietere. Recentemente, comunque, sono state introdotte delle gomme al polisolfuro che presentano un tempo di presa di 5-6 min.

Sia il tempo di lavorazione che il tempo di presa degli elastomeri da impronta diminuiscono con l'aumentare della temperatura e dell'umidità. Tali effetti devono essere tenuti presenti durante l'impiego di questi materiali, specialmente quando si opera in giornate calde e umide. Per aumentare il tempo di lavorazione, si può effettuare un raffreddamento dei prodotti e si può eseguire la loro miscelazione su di una piastra di vetro o di ceramica raffreddata e asciutta. Il raffreddamento della piastra di miscelazione deve essere comunque tale che la temperatura della piastra stessa e del materiale non sia uguale o inferiore al punto di rugiada (temperatura alla quale l'umidità atmosferica condensa).

– *cambiamento dimensionale*

Dopo la miscelazione, gli elastomeri subiscono una contrazione dovuta alla polimerizzazione, e tale polimerizzazione può proseguire per un prolungato periodo di tempo, che può essere anche di parecchi giorni. In generale, i materiali che presentano la contrazione maggiore sono le gomme siliconiche che polimerizzano per condensazione, seguite nell'ordine dalle gomme al polisolfuro, dalle gomme polietere e dalle gomme siliconiche che polimerizzano per addizione. È opportuno osservare, inoltre, che la contrazione non avviene uniformemente al trascorrere del tempo, e che in genere circa la metà della contrazione, che si riferisce ad un tempo di 24 ore, avviene durante la prima ora di polimerizzazione. Per ridurre al minimo i cambiamenti dimensionali che le

impronte subiscono, è pertanto opportuno impiegare questi materiali in spessori sottili e uniformi, e inoltre è opportuno costruire i modelli quanto prima possibile dopo il rilevamento delle impronte.

Onde ottenere la massima precisione, è opportuno costruire il modello entro trenta minuti dopo il rilevamento delle impronte con gomme al polisolfuro o con gomme siliconiche a polimerizzazione per condensazione. L'intervallo di tempo per la costruzione del modello non è invece così critico quando le impronte vengono rilevate con gomme siliconiche che polimerizzano per addizione e con gomme polietere.

– *deformazione permanente e recupero elastico*

Secondo la specificazione n. 19 dell'ADA, la deformazione permanente viene stabilita sottoponendo dei campioni di forma opportuna ad una deformazione per compressione del 12% per 30 s.

Quanto minore è la deformazione permanente residua, tanto maggiore è il recupero elastico del materiale, cioè tanto più esso tende a tornare alle sue dimensioni originali e quindi tanto più esso si comporta elasticamente. I materiali che presentano la minore deformazione permanente, e quindi il maggiore recupero elastico, sono le gomme siliconiche che polimerizzano per addizione, seguite nell'ordine da quelle siliconiche che polimerizzano invece per condensazione, dalle gomme polietere e da quelle al polisolfuro; in tale ordine, cioè, i materiali presentano il migliore ritorno alla loro forma originale dopo il superamento dei sottosquadri durante la rimozione della bocca.

Nessuno di questi materiali ha comunque un comportamento perfettamente elastico, quindi tutti subiscono in vario grado una deformazione permanente. Il recupero elastico delle gomme al polisolfuro è meno rapido di quello degli altri elastomeri. Comunque, anche quando la deformazione alla quale tali materiali vengono sottoposti è relativamente prolungata, come quando l'impronta viene rimossa lentamente anziché rapidamente dai denti, il recupero elastico è sufficientemente rapido.

Si ritiene, pertanto, che non sia necessario lasciare trascorrere del tempo, prima di colare il gesso nell'impronta, sulla base del concetto che sia necessario lasciare trascorrere un certo periodo di tempo, per permettere che avvenga il recupero elastico del materiale.

– *scorrimento viscoso*

I materiali che presentano il minore scorrimento viscoso sono le gomme siliconiche che polimerizzano per addizione, seguite nell'ordine dalle gomme polietere, dalle gomme siliconiche che polimerizzano per condensazione e dalle gomme al polisolfuro. Come è noto, lo scorrimento viscoso indica la deformazione permanente, che il materiale può subire nel tempo sotto l'azione di un carico costante.

In pratica ciò indica che se l'impronta viene sottoposta all'azione di un carico esterno, essa può subire una deformazione permanente di entità proporzionale al carico e al tempo di applicazione di quest'ultimo. Ad esempio, se un'impronta viene appoggiata capovolta su di un piano, con il portaimpronta rivolto verso l'alto, o se viene avvolta troppo strettamente in una confezione per essere portata al laboratorio, essa tende a subire una deformazione permanente anche se il materiale ha fatto adeguatamente presa.

Ciò genera una distorsione dell'impronta con una conseguente imprecisione.

– *rigidità*

Questa grandezza indica di quanto un elastomero si deforma sotto l'azione di un carico unitario di 0,098 N/mm²; essa indica, pertanto, la rigidità del materiale, e quanto minore è la deformazione che un elastomero subisce, tanto maggiore è la sua rigidità. Non considerando gli elastomeri a viscosità molto alta, che sono i materiali più rigidi di tutti, la rigidità degli elastomeri da impronta aumenta nell'ordine seguente: gomme al

polisolfuro, gomme siliconiche a polimerizzazione per condensazione, gomme siliconiche a polimerizzazione per addizione, gomme polietere, che sono le più rigide di tutte, ma che possono essere rese più flessibili grazie all'aggiunta dell'apposito diluente (in quest'ultimo caso la loro rigidità è simile a quella delle gomme siliconiche a polimerizzazione per addizione). In ogni gruppo di materiali la rigidità in genere decresce al diminuire della viscosità dei prodotti.

– *riproduzione dei dettagli*

La Specificazione n. 19 dell'ADA richiede che, ad eccezione dei materiali a viscosità molto alta, tutti gli altri elastomeri siano in grado di riprodurre nell'impronta un'incisione a forma di V larga 0,020 mm. Inoltre, gli elastomeri devono essere compatibili con i gessi per monconi, in modo che tale incisione venga riprodotta nel modello in gesso. In generale gli elastomeri a bassa, media e alta viscosità soddisfano tale requisito.

– *durezza e resistenza alla lacerazione*

I valori della durezza e della resistenza alla lacerazione non sono richiesti dalla specificazione in oggetto. Queste due grandezze sono comunque importanti e i loro valori medi sono riportati nella Tabella 4. I materiali più duri sono le gomme polietere, seguite nell'ordine dalle gomme siliconiche che polimerizzano per addizione, dalle gomme siliconiche che polimerizzano per condensazione e infine dalle gomme al polisolfuro.

I materiali più resistenti alla lacerazione sono le gomme al polisolfuro, seguite nell'ordine dalle gomme siliconiche che polimerizzano per addizione e da quelle che polimerizzano per condensazione, e infine dalle gomme polietere.

La durezza e la rigidità influiscono sulla forza necessaria per estrarre l'impronta dalla bocca e per rimuovere il modello dall'impronta. Materiali molto duri e molto rigidi richiedono una forza maggiore, e vi è inoltre il pericolo di rotture di parti delicate dei modelli.

Tabella 4. Durezza e resistenza alla lacerazione degli elastomeri da impronta a media viscosità

Materiale	Durezza Shore A	Resistenza alla lacerazione g/cm
Gomme al polisolfuro	30	4000
Gomme siliconiche per policondensazione	43	3500
Gomme siliconiche per poliaddizione	55	3500
Gomme polietere	62	2700

Un'elevata durezza e un'elevata rigidità possono essere in parte compensate creando uno spazio maggiore tra il portaimpronta e i tessuti orali, in modo che il materiale da impronta presenti uno spessore maggiore.

La resistenza alla lacerazione indica la capacità del materiale di resistere alla lacerazione nelle sottili zone interprossimali tra i denti e nei solchi gengivali, durante l'estrazione dell'impronta dalla bocca. Quanto più elevata è la resistenza alla lacerazione tanto meno facilmente tali zone dell'impronta subiscono rotture.

– *durata dei materiali allo stato di fornitura*

Questi materiali da impronta quando vengono conservati nei loro contenitori, in normali condizioni ambientali, presentano una buona durata nel tempo senza subire apprezzabili deterioramenti. In genere, comunque, si consiglia di conservare un quantitativo di materiale non superiore al fabbisogno di un anno (53).

2.6. La procedura operativa

Nonostante l'introduzione dei primi elastomeri si debba far risalire ai primi anni '50 il loro impiego come materiali per la registrazione pre-operatoria e la successiva modellazione della superficie oclusale dei restauri in composito è recente. Infatti la prima trattazione di questa tecnica, denominata dagli anglosassoni *moulding* (da *mould* = stampo), è da riferirsi a Vanderwalle e i suoi collaboratori nel 1994 (54). Gli autori fecero uso di un supporto di legno analogo ad un abbassalingua sul quale depositarono un elastomero siliconico a media viscosità. In questo modo rilevarono l'impronta pre-operatoria di almeno tre denti. L'elemento intermedio era sede del restauro mentre gli altri due, agli estremi, fornivano un repere per un corretto riposizionamento dell'impronta al momento della modellazione dell'ultimo strato di composito. Gli autori, utilizzando un silicone opaco, non erano in grado di fotopolimerizzare direttamente il composito, quando la mascherina era posizionata sui denti; era quindi necessario bagnare la superficie interna dello stampo in silicone con del *bonding*, al fine di facilitare la successiva rimozione della mascherina, per consentire la fotopolimerizzazione del restauro. Così facendo c'era il rischio, al momento della rimozione, di provocare la deformazione della superficie libera dell'otturazione vanificando l'uso della mascherina. Inoltre l'aggiunta del *bonding* alterava, in maniera imprevedibile, le proprietà merceologiche del composito nel suo strato più superficiale.

Recentemente è stato introdotto un silicone per registrazioni interocclusali trasparente di consistenza *heavy-body* il Memosil CD (Bayer Dental). Nonostante la ditta che lo produce lo consigli come materiale per la registrazione dei rapporti inter-arcate in protesi, questo materiale, grazie alla sua trasparenza, si lascia attraversare dalla luce della lampada fotopolimerizzante consentendo di transilluminare le resine composite aprendo nuovi orizzonti quindi al suo utilizzo in altre branche dell'odontoiatria. Inoltre la sua elevata durezza, al momento dell'indurimento garantiscono una fedele riproduzione oclusale minimizzando i rischi di deformazione. Gli ulteriori pregi sono da ricercarsi nella stabilità dimensionale, in quanto il materiale polimerizza per addizione, e nella sua praticità d'uso, grazie al *dispenser* a cartuccia, di formato standard, che si monta su una comune pistola per siliconi, e ai beccucci automiscelanti monouso, che si innestano sulla cartuccia. Il tempo di indurimento è particolarmente breve (circa 3 min) e questo agevola l'operatore riducendo al minimo i tempi morti alla poltrona.

L'uso del Memosil CD nella tecnica del *moulding* è stato introdotto nel 1996 da Liebenberg (55) e successivamente nel 1997 è stato ripreso da Goracci e Mori (56). Liebenberg però non faceva uso di alcun supporto rispetto a Vanderwalle e i suoi collaboratori affidandosi solo alla discreta consistenza e rigidità finale del silicone, che veniva applicato in spessore consistente (da 6 a 9 mm) sui denti dell'emiarcata sede del restauro. Goracci e Mori si limitavano ad applicare il silicone solo sul dente da restaurare. Inoltre montavano preventivamente una matrice anulare metallica, nel caso di restauri di II classe, la matrice serviva per ristabilire la continuità della superficie prossimale interessata dalla preparazione e al contempo faceva da contenzione, per il silicone, durante la sua presa consentendo, inoltre, il corretto riposizionamento della mascherina, al momento della modellazione del composito. Sempre Goracci e i suoi collaboratori si sono inoltre occupati di un'altra possibile nuova applicazione di questo materiale, sempre sfruttando la sua trasparenza, come modello, per la realizzazione di intarsi in composito (1998) (57). Il Memosil CD è stato inoltre recentemente migliorato nella sua formulazione ed è adesso disponibile con il nome di Memosil CD + Extra Hard in quanto contiene adesso un additivo, che ne migliora la durezza finale.

Per quanto riguarda i materiali compositi più indicati per la tecnica del *moulding* bisognerebbe impiegare, per l'ultimo strato di materiale, dei compositi per posteriori non

eccessivamente consistenti e facilmente deformabili, evitando soprattutto i compositi condensabili, altrimenti si rischia al momento dello stampaggio di esercitare una eccessiva pressione sulla superficie libera della mascherina, che potrebbe deformarsi compromettendo la precisione superficiale del restauro, inoltre l'eccessiva consistenza del composito potrebbe essere causa di un importante rialzo occlusale, che richiederebbe successivamente una correzione, con possibile stravolgimento dell'anatomia occlusale del restauro. Talvolta durante lo stampaggio ci si accorge di aver applicato il composito in grosso eccesso; in questi casi conviene rimuovere la mascherina e procedere alla rimozione del materiale in esubero e procedere di nuovo allo stampaggio, per questo motivo è preferibile utilizzare dei compositi che non rimangano eccessivamente adesi al silicone. In base alle nostre personali esperienze i materiali, che meglio si adattano a questa tecnica, sono due compositi microibridi indicati sia per il restauro dei denti anteriori che dei posteriori: il Clearfil APX (Kuraray) e il Tetric Ceram (Vivadent).

La tecnica realizzativa prevede il previo isolamento del dente da otturare e almeno dei due denti che gli sono adiacenti mediante la diga di gomma, che permette di mantenere il campo operatorio completamente asciutto, eliminando ogni rischio di contaminazione. Si procederà poi alla registrazione dell'anatomia occlusale mediante il silicone trasparente, che verrà estruso su di supporto laminare in policarbonato trasparente, opportunamente sagomato e forato in modo da supportare e trattenere il silicone, conservando al contempo inalterata la sua caratteristica di poter essere transilluminato. Questa personale modifica alla tecnica del *moulding*, che fa uso del Memosil CD, ci ha permesso di realizzare un'impronta più estesa in grado di sfruttare il repere dei due denti adiacenti, a quello su cui si deve realizzare il restauro, in maniera analoga alla tecnica prevista da Vanderwalle e i suoi collaboratori; è così più facile controllare la dimensione verticale dell'otturazione (54). Nel caso in cui il dente sede del restauro sia il più distale conviene sempre isolare tre denti e realizzare la loro registrazione occlusale pre-operatoria, in questo modo i due denti antistanti, a quello su cui si deve lavorare, costituiranno un valido appoggio per la mascherina. Dopo aver estruso il silicone sul supporto in policarbonato si rileverà l'impronta dei tre denti. Una volta rimossa l'impronta dal cavo orale la si conserverà per la successiva fase dello stampaggio.

Questo trattamento accelererà il processo di *gasing* a cui vanno incontro i siliceni per addizione, privi di platino o palladio, nell'ora successiva alla presa. In alcuni casi infatti, in cui il tempo trascorso tra la realizzazione dell'impronta e l'apposizione dell'ultimo strato di composito è risultato particolarmente breve e il contatto tra mascherina e silicone era prolungato, abbiamo osservato la formazione di minuscole porosità sulla superficie libera del restauro, probabilmente imputabili alla liberazione di idrogeno dal silicone. È inoltre preferibile, visto l'elevato coefficiente di espansione termica dei siliceni, dopo il trattamento termico, stemperare in acqua a 37°C la mascherina per 1 min prima del suo inserimento in bocca (53).

Dopo la registrazione pre-operatoria si procederà al taglio della cavità con punte diamantate a pera a grana media montate su turbina.

Dopo aver delineato la forma lineare esterna della cavità e aver eseguito l'eventuale estensione profilattica con una punta diamantata a fessura sempre montata su alta velocità si procederà alla rimozione della dentina cariata con frese a rosetta a sei lame montate su manipolo contrangolo ad anello verde. La rimozione della dentina cariata verrà ultimata mediante escavatori a mano fino al raggiungimento del sottostante tessuto sano.

A questo punto si realizzerà la rifinitura per smussatura del bordo smalteo mediante un punta diamantata a football a grana fine montata su manipolo contrangolo ad anello rosso.

Dopo il, taglio della cavità si procederà alla sua detersione e disinfezione.

Seguirà poi il condizionamento, con acido ortofosforico al 37%, per 15 s dello smalto e della dentina. Il risciacquo andrà effettuato con acqua corrente per 5-10 s, dopodiché si asciugherà la cavità, con aria compressa, per 1-2 s lasciando una dentina delicatamente umida (1, 4, 9).

Successivamente si applicherà l'adesivo smalto dentinale con le modalità e con i tempi consigliati dalla casa produttrice.

Si depositerà e si condenserà poi il primo strato di composito, che riprodurrà la porzione dentinale dell'otturazione. Si polimerizzerà in seguito lo strato di composito per 40 s; se la porzione dentinale ha uno spessore superiore a 3 mm è preferibile applicare due o più strati di composito, che andranno polimerizzati singolarmente. Questo per impedire che la porzione più profonda del restauro risulti incompletamente polimerizzata.

Si depositerà quindi l'ultimo strato che riprodurrà la porzione smaltea del restauro, su questo strato verrà applicata la mascherina in silicone avendo l'accortezza di non intrappolare bolle d'aria tra mascherina e composito. Esercitando una pressione moderata ma decisa bisognerà portare la mascherina a contatto con le superfici occlusali dei denti di riferimento. Se si palesano grossolani debordamenti di materiale è preferibile prima di polimerizzare il composito rimuovere la mascherina e allontanare le eccedenze di materiale.

Si riposiziona, in seguito, la mascherina e si procederà alla transilluminazione per almeno 40 s. Ad indurimento avvenuto si rimuoverà la mascherina, si valuterà la qualità superficiale del restauro e, se dovessero essere presenti dei piccoli difetti è preferibile effettuare delle aggiunte di composito senza riposizionare la mascherina, che andrà impiegata solo nel caso di grossolani difetti, questo per evitare sovracontorni di materiale e indesiderati rialzi occlusali dell'otturazione.

È conveniente inoltre completare la polimerizzazione fotoattivando per altri 40 s l'otturazione senza interposizione della mascherina.

Ultimato il restauro si smonterà la diga e si controlleranno i rapporti interocclusali con una carta d'articolazione sottile.

Se non esistono precontatti si procederà alla lucidatura del restauro con paste diamantate da 5 e 1 μm applicate su di uno spazzolino in setola cinese a coppetta fatto ruotare, a secco, a basso numero di giri, mediante manipolo contrangolo ad anello blu.

Nel caso di cavità che coinvolgano una o entrambe le superfici prossimali, sarà indicata l'applicazione della matrice metallica anulare, stabilizzata con dei cunei in legno, prima del rilevamento dell'impronta, sarà inoltre conveniente abbassare i margini vestibolari e orali della matrice in modo che non sopravanzino il limite occlusale del dente provocando un indesiderato assottigliamento del silicone, con conseguente indebolimento dell'impronta. Un'alternativa può essere rappresentata dal posizionamento di una semi matrice in acciaio o in mylar, sempre stabilizzata con cunei di legno, il cui limite superiore sopravanza di 0,5 mm il punto di contatto interprossimale; questa soluzione è però indicata solo nel caso di piccole cavità interprossimali.

3. INDAGINE SPERIMENTALE

3.1. Finalità della ricerca

I ricercatori che fino ad adesso si sono occupati del *moulding* hanno solo descritto gli aspetti clinici di questa tecnica senza analizzare gli effetti prodotti dal silicone sulle proprietà finali del composito. In quanto l'ultimo strato di materiale non viene direttamente polimerizzato all'aria bensì viene coperto con la mascherina in silicone, che fa da stampo, e in seguito transilluminato.

Sarebbe quindi interessante indagare se la mascherina posta a diretto contatto del composito rimuova l'aria e con essa l'ossigeno a contatto con il composito così come fa il gel di glicerina eliminando in questo modo il problema dello strato di inibizione da polimerizzazione spesso circa 100 μm (58). Se questa ipotesi fosse verificata sarebbe verosimile attendersi un aumento della durezza superficiale del restauro in maniera analoga a quanto avviene con la glicerina. Inoltre lo spessore dello strato di silicone potrebbe frenare i fotoni della lampada e quindi il grado di conversione finale del composito. Risulterebbe dunque interessante confrontare la durezza superficiale del composito e la sua resistenza alla compressione con e senza l'applicazione del silicone trasparente.

3.2. Materiali e metodi

Sono stati realizzati trenta provini cilindrici (6 x 3,5 mm) in composito fotoattivabile (Brillant Dentin, colore D3 Vita), mediante uno stampo scomponibile in materiale plastico (Denril) appositamente realizzato allo scopo (Figura 1).

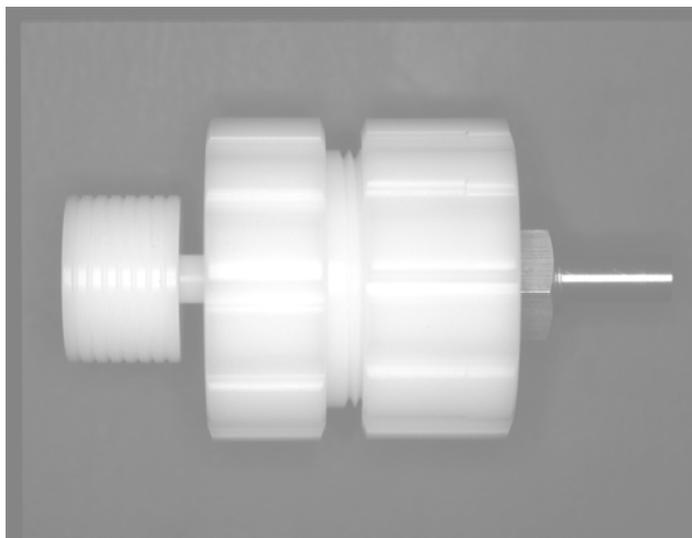


Figura 1. Stampo scomponibile in Denril per costruire provini cilindrici in composito

Ogni campione è stato realizzato mediante due incrementi di composito ciascuno dei quali è stato fotopolimerizzato singolarmente. Gli spessori degli strati erano: 2 mm per il primo e 1,5 mm per il secondo. In tutti i campioni il primo strato è stato polimerizzato per 40 s.

L'unità fotoattivante adottata era una lampada a conduzione fibro-ottica (Litema GSD, Pluraflex HL 250 EC), la cui intensità luminosa era di 200 mW/cm².

In dieci campioni (BDS8) il secondo strato è stato polimerizzato per 80 s interponendo tra il puntale della lampada e la superficie libera del composito un disco (diametro: 6 mm, altezza: 0,8 mm) di silicone (Memosil CD + Extra Hard, Heraeus) simulando quindi le condizioni operative, che si verificano quando l'ultimo strato dell'otturazione in composito, prima di essere fotopolimerizzato, viene ricoperto dalla mascherina in silicone al fine di riprodurre l'anatomia della superficie occlusale del dente. Il disco in silicone è stato, utilizzato dopo 60 min dalla sua realizzazione, per consentire il completamento del processo di *gasing* (53).

In altri dieci campioni (BDS12) sono stati realizzati con la tecnica sopra descritta ma il tempo di trans-illuminazione è stato innalzato a 120 s.

Negli ultimi dieci campioni (BD8) l'ultimo strato è stato polimerizzato a diretto contatto con l'atmosfera senza interposizione del silicone per 80 s.

Ciascuno strato di composito prima della sua polimerizzazione è stato accuratamente compattato con un cilindro in acciaio inox (diametro: 6 mm, altezza: 60 mm) all'interno dello stampo in Denril. Per il primo strato è stata sfruttata la guida offerta, al cilindro, dalle pareti dello stampo mentre, per il secondo incremento, è stata sfruttata una guida in ottone incorporata nella porzione superiore dello stampo in Denril questo accorgimento ha consentito la realizzazione di provini la cui superficie libera era parallela alla base. Questo requisito è indispensabile per l'ottenimento di impronte leggibili e affidabili durante il test durometrico. I campioni dopo la loro realizzazione sono stati lucidati, sulla superficie da saggiare al durometro, con uno spazzolino rotante, in setola naturale, a coppetta montato su di un manipolo contrangolo con rapporto di rotazione 1/1. La lucidatura è stata effettuata a secco ad una velocità di 10000 giri/min per 5 s a campione. Dopo 24 ore dalla lucidatura i campioni sono stati sottoposti al test durometrico mediante un durometro Galileo utilizzando un carico di 147,1 N, applicato per 20 s (Figura 2).



Figura 2. Strumentazione per eseguire le prove di durezza

Successivamente i campioni sono stati sottoposti al test compressivo mediante un dinamometro elettronico Lloyd M30K equipaggiato con una cella di carico da 30KN (Figura 3). La valutazione statistica dei dati ottenuti è stata effettuata mediante l'analisi della varianza, con un intervallo di confidenza del 95% ($\alpha=0,05$).



Figura 3. Dinamometro elettronico utilizzato per le prove di compressione

3.3. Risultati e discussione

I dati ottenuti a seguito dei due test meccanici sono riassunti nella Tabella 5.

Tabella 5. Valori medi e deviazioni standard della durezza e resistenza alla compressione dei campioni di composito polimerizzati con differenti metodiche

Prove meccaniche	BDS8	BDS12	BD8
Durezza Vickers (VHN)	5,27 ± 1,67	6,8 ± 1,06	6,52 ± 1,04
Resistenza alla compressione (MPa)	288,67 ± 53,98	265,56 ± 55,98	352,58 ± 61,20

Dai risultati del test di durezza è possibile osservare che esiste una differenza significativa tra BDS8 e BDS12 ($p = 0,023$), a riprova del fatto che il prolungamento del tempo di fotoesposizione incrementa il grado di conversione della matrice resinosa del composito; nella fattispecie la durezza si è incrementata del 22,46%. Mentre non è c'è differenza tra BDS8 e BD8 ($p = 0,057$). Quindi, a parità di tempi di esposizione e potenza di emissione della lampada, questa tecnica non produce apprezzabili miglioramenti nella durezza superficiale del restauro.

Riguardo alla resistenza alla compressione non esiste differenza tra BDS8 e BDS12 ($p = 0,369$), mentre esiste una differenza tra BDS8 e BD8 ($p = 0,011$). Tale riduzione inoltre non viene attenuata dal prolungamento del tempo di fotoesposizione a 120 s. Si evince che la tecnica della transpolimerizzazione attraverso una mascherina in silicone trasparente pur essendo valida dal punto di vista pratico non consente apprezzabili miglioramenti delle proprietà meccaniche del restauro (vedi Tabella 5). Anzi a parità di tempi di esposizione si evidenzia una riduzione della resistenza alla compressione nei campioni polimerizzati con interposizione di silicone, infatti, il valore medio dei campioni BDS8 è del 19% più basso rispetto a quello del gruppo BD8.

Dato che il primo strato di composito (altezza: 2 mm) dei 30 campioni è stato polimerizzato sempre con le stesse modalità (40 s a 200 mW/cm²) è verosimile che il contributo, responsabile della differenza o non differenza tra i gruppi, sia legato esclusivamente alle modalità di polimerizzazione dell'ultimo strato di composito (altezza: 1,5 mm).

Al momento non è noto il motivo per il quale, con la tecnica del *moulding*, la durezza non subisce apprezzabili modificazioni mentre la resistenza alla compressione decresce.

Riguardo alla durezza superficiale si può speculare sull'ipotesi della non completa rimozione dell'ossigeno, che rimanendo intrappolato tra la mascherina e la superficie libera dell'otturazione, avrebbe generato uno strato di inibizione della polimerizzazione sulla superficie libera del provino (58). Durante la procedura di preparazione dei campioni è stata però effettuata una lucidatura a secco, al fine di rimuovere sia lo strato di inibizione dalla superficie dei campioni polimerizzati a contatto dell'atmosfera che quello eventualmente presente sui campioni transilluminati. La presenza di questo strato, per la sua eccessiva sofficià, avrebbe infatti reso impossibile la lettura delle impronte lasciate dalla punta del durometro. Questo accorgimento ci ha consentito di definire attendibilmente simili le caratteristiche superficiali dei campioni dei tre gruppi.

Possiamo quindi ritenere neutra l'influenza, sulla durezza superficiale del composito, della mascherina in silicone se il suo spessore coincide, in condizioni cliniche, con quello utilizzato nella nostra esperienza (altezza: 0,8 mm) a patto che i parametri di tempo di esposizione e di intensità luminosa della lampada vengano mantenuti costanti. Qualora lo spessore fosse maggiore è verosimile la necessità di modificare uno o entrambi questi parametri al fine di consentire la corretta polimerizzazione del composito sottostante. In alternativa è possibile innescare la polimerizzazione attraverso il silicone, quel tanto che basta per ottenere un suo iniziale indurimento, e poi completare la polimerizzazione, rimuovendo la mascherina in silicone e poggiando il puntale della lampada a diretto contatto con il restauro attenendosi ai tempi e alle intensità (se specificate) di fotoesposizione richiesti dalla casa produttrice.

3.4. Conclusioni

L'otturazione in materiale composito è attualmente il tipo di restauro maggiormente impiegato in odontoiatria estetica. Il motivo del suo così largo uso va ricercato nelle sue soddisfacenti proprietà estetiche, nel suo relativo basso costo, se paragonato a quello degli intarsi estetici, e alla sua facilità di manipolazione. Bisogna però considerare che questa tecnica realizzativa richiede da parte dell'operatore una certa manualità ed esperienza indispensabili per la risoluzione di quei casi che prevedono la modellazione di buona parte della superficie occlusale. La nuova tecnica del *moulding* è basata sulla registrazione intra-operatoria dell'anatomia occlusale di quei denti cariati ma con smalto ancora integro. Questa registrazione viene effettuata con un silicone trasparente per registrazioni interocclusali (Memosil CD + Extra Hard, Heraeus), questo accorgimento consente all'operatore di apporre l'ultimo strato di

composito e di modellarlo mediante la mascherina previamente realizzata riducendo sensibilmente i tempi operativi. La trasparenza del materiale consente inoltre di transilluminare il composito per indurirlo.

Nella presente ricerca gli autori hanno condotto un'analisi comparativa, *in vitro*, della durezza superficiale (Vickers) e della resistenza alla compressione tra campioni di composito polimerizzati con la tecnica suddetta e campioni polimerizzati con la metodica tradizionale. Dall'analisi dei risultati è emerso che la resistenza alla compressione del restauro è influenzata negativamente dalla tecnica del *moulding*, rispetto alla tecnica di fotopolimerizzazione tradizionale, mentre la durezza non subisce apprezzabili cambiamenti. Sulla base di queste osservazioni è possibile estrapolare le seguenti considerazioni utili nella pratica clinica:

- a) Qualora si voglia polimerizzare l'ultimo strato di composito esclusivamente per transilluminazione, è opportuno prolungare il tempo di esposizione per aumentarne la durezza superficiale, soprattutto se lo spessore della mascherina in silicone è pari o superiore a 0,8 mm, in quanto quest'ultima può frenare i fotoni della lampada riducendo l'intensità del fascio di luce.
- b) Dato che la transilluminazione, anche se prolungata, non comporta apprezzabili miglioramenti della resistenza alla compressione del restauro, è consigliabile fotoattivare nuovamente il restauro senza interposizione della mascherina prima della lucidatura.
- c) Un altro accorgimento può essere quello di aumentare la potenza di emissione della lampada per compositi. Oggi sono infatti reperibili in commercio lampade ad alta efficienza dotate di una elevata flessibilità riguardo ai tempi e alle potenze di emissione.

Viste le grosse potenzialità insite nella tecnica del *moulding* è auspicabile in un futuro prossimo un maggior uso di questa metodica da parte del clinico, così come un incremento del relativo contributo sperimentale sia *in vivo* che *in vitro*.

BIBLIOGRAFIA

1. Anderlini G. *Manuale per compositi e tecniche adesive*. Bologna: Ed Martina; 1993.
2. Simionato F. *Tecnologie dei materiali dentali: materiali per odontoiatria conservativa e cementi dentali*. Padova: Ed. Piccin; 1983.
3. Branstrom M. *Dentin and pulp in restorative dentistry*. London: Wolf Medical Publications LTD; 1982.
4. Goracci G, Mori GL, Casa De Martinis M. L'adesione dei compositi alla dentina: aspetti microscopici. *Dental Cadmos* 1995;19:11-52.
5. Negri, PL, Della Ventura A, Eramo S. *Materiali dentari: propedeutica e clinica*. Firenze: Ed. Uses; 1992.
6. Del Nero MO, Escribano N, de la Macorra JC. Analysis of sealing vs tensile bond strength of eight adhesive restorative material systems. *J Adhes Dent* 2000;2(2):117-27.
7. Leinfelder KF. *Composite resins: properties and clinical performance*. Chicago: Quintessence Pub; 1989.
8. Leinfelder KF. Posterior composite resins. *J Am Dent Assoc* 1988;117:21E-6E.
9. Anderlini G. *Moderni orientamenti per la restaurazione dentale*. Bologna: Ed. Martina; 1996.
10. Hirasawa T. Studies on the self-curing resin containing inorganic filler for dental restoration. II. Effect of surface treatment of glass filler on the mechanical properties. *Tokyo Ika Shika Daigaku Iyo Kizai Kenkyusho Hokoku* 1965;2:629-43.
11. Ruyter IE, Sjovik IJ. Composition of dental resin and composite materials. *Acta Odont Scand* 1981;38:169-77.
12. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on select mechanical properties of experimental resin composite. *Dent Mater* 1998;14:51-6.
13. Ruyter IE, Oysaed H. Composite for use in posterior teeth: composition and conversion. *J Biomed Mater Res* 1987;20:261-71.
14. Peutzfeld A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105:97-116.
15. Lutz F, Phillips RW. Classificazione dei nuovi sistemi di resine composite: analisi e valutazione. *Dental Cadmos* 1992;12:13-37.
16. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mat* 1992;8:310-19.
17. Swartz ML, Moore BK, Phillips RW, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 1985;64:1396-1401.
18. Ferracane JL, Condon JR. Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. *Dent Mater* 1998;14:256-60.
19. St Germain H, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Properties of microfilled composite resins as influenced by filler content. *J Dent Res* 1985;64:155-60.
20. Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. The impact of composite structure on its elastic response. *J Dent Res* 1986;65:648-53.
21. Abadie MJ. Matériaux composites en odontologie; composition chimique et réaction de prise. *Actual Odontostomatol (Paris)* 1984;147:363.

22. de Gee AJ. Some aspects of vacuum mixing of composite resins and its effect on porosity. *Quintessence Int* 1979;10:69-74.
23. Draughn RA. Effect of temperature on mechanical properties of composite dental restorative materials. *J Biomed Mater Res* 1981;15:489-95.
24. Chan KC, Boyer DB. Curing light-activate composite resins through dentin. *J Prosthet Dent* 1985;54:643-5.
25. Song YX, Inoue K. Linear shrinkage of photo-activated composite resins during setting. *J Oral Rehabil* 2001;28(4):335-41.
26. Aarnts MP, Akinmade A, Feilzer AJ. Effect of photoinitiator on conversion, strength and stress development. *J Dent Res* 1999;78:234.
27. De Lange C, Bausch JR, Davidson CK. The curing pattern of photoinitiated dental composites. *J Oral Rehabil* 1980;7:369-77.
28. Asmussen E. Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. *Oper Dent* 1985;10:61-73.
29. Goldman M. Polymerization shrinkage of resin-base restorative materials. *Aust Dent J* 1983;8:156-61.
30. Bowen RL, Nemoto JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Ass* 1983;106:475-7.
31. Lutz F, Krejci I, Barbakov F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 1991;7:107-13.
32. Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Les propriétés physiques et mecaniques des composites dentaires. *Actual Odontostomatol (Paris)* 1984, 147:385.
33. Alster D, Davidson CL, Feizer AJ. *Dental resin joints. Stress and strength*. Amsterdam: Ed. New Century School Book; 1996.
34. Darbyshire PA, Messer LB, Douglas WH. Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *J Dent Res* 1988;67:555-7.
35. Feizer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composite resin in relation to the configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987;11:1636-9.
36. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 1990;69:1240-3.
37. Calais JC, Sodherolm JM. Influence of filler type and water exposure on flexural strenght of experimental composite resin. *J Dent Res* 1988;67:836-40.
38. Hansen EK. Visible lighth-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. *Scand J Dent Res* 1982;90:329-35.
39. Davidson CL, de Gee AJ. Relation of polymerization contraction stresses by flow in dentinal composite. *J Dental Res* 1984;63:146-8.
40. Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. In vivo evaluation of four posterior composites: quantitative wear measurements and clinical behavior. *Dent Mater* 1986;2:106-13.
41. Jorgenson KD, Horsted P, Janum O, Krogh J, Schultz J. Abrasion of class I restorative resins. *Scand. J Dent Res* 1979;87:140-5.
42. Powers JM, Allen LJ, Craig RG. Two-body abrasion of commercial and experimental restorative and coating resins and an amalgam. *J Am Dent Assoc* 1974;89:1118-22.
43. Antonucci JM, Toth EE. Degree of polymerization of dental resin by differential scanning calorimetry. *J Dent Res* 1981;60 (A):369.

44. Asmussen E. Restorative resins: hardness and strength vs quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res* 1982;90:484-9.
45. Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res* 1982;90:490-6.
46. Ferracane JL, Newman S, Greener EH. Correlation of strength and degree of polymerization of unfilled BisGMA. *J Dent Res* 1982;61(A):435.
47. Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins-methods comparison. *J Dent Res* 1984;63:1093-5.
48. Sodherolm KJ. Degradation of glass filler in experimental composite. *J Dent Res* 1981;60:1867-75.
49. Stupp SI, Weeterman J. Characterization of monomer to polymer conversion in dental composites. *J Dent Res* 1979;58(A):329.
50. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Evaluation of clinical performance for posterior composite resin and dentin adhesives. *Oper Dent* 1987;12:53.
51. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on curing of resin composite. *Oper Dent* 1994;19:26-32.
52. Harrison A, Draughin RA. Abrasive wear, tensil strength, and hardness of dental composite resins. Is there a relationship? *J Prosthet Dent* 1976;36:396.
53. Simionato F. *Tecnologie dei materiali dentali: materiali per protesi dentaria, materiali di laboratorio*. Padova: Ed. Piccin; 1985.
54. Vanderwalle KS, Munro GA, Gureckis KM. Esthetic occlusal composite restorations. *J Esthet Dent* 1994;6:73-6.
55. Liebenberg WH. Occlusal index-assisted restitutio of esthetic an functional anatomy in direct tooth colored restorations. *Quintessence Int* 1996;27:81-8.
56. Goracci G, Mori G. Ricostruzione estetica nei settori posteriori: una nuova metodica operativa. *Dental Cadmos* 1997;13:48-59.
57. Goracci G, Andreasi Bassi M, Cito C. Intarsi in composito: applicazione del fototropismo analisi in vitro. *Dental Cadmos* 1998;16:11-37.
58. Vankerckhoven H, Lambrechts P, van Beylen M, Davidson CL, Vanherle G. Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *J Dent Res* 1982;61:791-5.

*Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità
e Direttore responsabile: Enrico Garaci*

*Coordinamento redazionale:
Paola De Castro e Sandra Salinetti*

*Stampato dal Servizio per le attività editoriali
dell'Istituto Superiore di Sanità, Viale Regina Elena, 299 - 00161 ROMA*

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.*

Reg. Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Roma, dicembre 2001 (n. 4)

*La responsabilità dei dati scientifici e tecnici
pubblicati nei Rapporti e Congressi ISTISAN è dei singoli autori*