



**ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ**

**Le resine composite a basso modulo di elasticità:  
analisi delle proprietà meccaniche di alcuni materiali**

R. Bedini, P. Ioppolo,  
M. Andreasi Bassi e G. Fraschetti

ISSN 1123-3117

**Rapporti ISTISAN**

**00/4**

# **ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ**

## **Le resine composite a basso modulo di elasticità: analisi delle proprietà meccaniche di alcuni materiali**

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

(a) *Laboratorio di Ingegneria Biomedica, Istituto Superiore di Sanità*  
(b) *Cattedra di Odontoiatria Conservatrice, Facoltà di Medicina e Chirurgia,  
Università degli Studi La Sapienza*

ISSN 1123-3117

**Rapporti ISTISAN  
00/4**

Istituto Superiore di Sanità

**Le resine composite a basso modulo di elasticità: analisi delle proprietà meccaniche di alcuni materiali.**

Rossella Bedini, Pietro Ioppolo, Mirko Andreasi Bassi e Giulio Fraschetti

2000, 38 p. Rapporti ISTISAN 00/4

In questo studio, condotto *in vitro*, sono state analizzate alcune delle resine composite a basso modulo di elasticità oggi in commercio ed una sperimentale, impiegando tempi di fotopolimerizzazione di 10s e 20s su una campionatura di 80 provini in totale. Lo scopo di questa ricerca è stato quello di studiare alcune delle caratteristiche fisiche e meccaniche di questi materiali: modulo di Young, comportamento alle sollecitazioni a trazione. Questi dati sono stati ricavati dall'analisi dei diagrammi delle curve carico/allungamento al fine di valutare la loro efficacia di materiali elastici al di sotto di restauri in composito.

**Parole chiave:** Modulo di Young, Prestazioni meccaniche, Resine composite, Restauri in composito

Istituto Superiore di Sanità

**Low modulus resin composites: mechanical evaluation of some composite materials.**

Rossella Bedini, Pietro Ioppolo, Mirko Andreasi Bassi and Giulio Fraschetti

2000, 38 p. Rapporti ISTISAN 00/4 (in Italian)

In this *in-vitro* study was analysed three commercial low young modulus resin composites and one experimental resin composite using two different polymerization times, 10s and 20s, to manufacture 80 specimens. The aim of this work was to study the mechanical performance of these new resin composites: Young modulus, tensile stress at break. These results were obtained by stress-strain curves to assess the effectiveness of these new resin composites as elastic liner under composite restoration.

**Key words:** Composite restoration, Mechanical performance, Resin composites, Young modulus

## INDICE

<b>PREMESSA</b>	p. 1
<b>1. RESINE COMPOSITE</b>	" 2
1.1 Cenni Storici	" 2
1.2 Caratteristiche Chimiche	" 3
1.3 Classificazione dei Compositi	" 6
<b>2. LA CONTRAZIONE DA POLIMERIZZAZIONE</b>	" 9
2.1 Teoria del legame plastico	" 12
2.2 Sistemi ionomero-vetrosi	" 14
2.3 Compositi a bassa viscosità	" 15
2.4 Compomeri a bassa viscosità	" 15
<b>3. INDAGINE Sperimentale</b>	" 16
3.1 Introduzione	" 16
3.2 Materiali	" 16
3.3 Metodi e preparazione dei campioni per le prove meccaniche	" 18
3.4 Risultati	" 23
3.5 Discussione	" 25
3.6 Conclusioni	" 34
<b>BIBLIOGRAFIA</b>	" 36

## PREMESSA

Il grande sviluppo scientifico-tecnologico che hanno avuto le resine composite negli ultimi anni, ed il marcato interesse che queste hanno destato negli operatori e nelle case produttrici, fanno pensare che queste potranno essere i materiali per il restauro dentale del futuro (1).

I compositi rivestono oggi un ruolo rilevante nei vari settori dell'Odontoiatria, anche se sono stati sempre largamente impiegati fin dalla loro introduzione.

Tutti i dentisti hanno esperienza di restauri gravemente deteriorati, infiltrati, usurati, però a fronte di una relativa piccola quota di insuccessi dovuti al degradamento intrinseco del materiale, la disinformazione, e gli errori operativi sono le vere cause alla base del fallimento precoce delle restaurazioni in resina composita.

La complessità merceologica delle resine composite e l'aggressione fisico-chimica che i restauri devono sopportare nell'ambiente orale, pongono problemi operativi ai dentisti che desiderano ottenere buoni risultati clinici.

Questo significa che per ottenere restauri affidabili nel tempo occorre valutare scrupolosamente le tecniche ed i materiali che la ricerca mette a disposizione dei professionisti qualificati.

## 1. RESINE COMPOSITE

### 1.1 Cenni storici

La sperimentazione di materiali estetici che siano in grado di sostituire completamente i materiali tradizionali nella realizzazione di restauri dentali di qualità, rappresenta uno dei più importanti obiettivi della moderna ricerca nel campo dell'odontoiatria conservatrice.

I cementi al silicato, introdotti nel 1871, furono i primi materiali di largo impiego nella restaurazione diretta del dente e conobbero notevole successo per circa sessanta anni (2), nonostante questi materiali presentassero non poche proprietà negative quali scarsa elasticità, conseguente fragilità, scarso sigillo marginale, alterazione del colore e della lucentezza nel tempo (3).

Nella prima metà degli anni '50 i cementi al silicato furono gradualmente sostituiti dalle resine acriliche autopimerizzanti. Questi materiali presentavano proprietà ottiche e cromatiche vicine a quelle del dente, erano però vulnerabili alla infiltrazione dei fluidi orali ed alla conseguente recidiva cariosa, perché caratterizzati da un elevato valore di espansione termica e contrazione da polimerizzazione. Per ridurre questi problemi e per migliorare le caratteristiche meccaniche, si pensò di aggiungere alla resina un carico chimicamente inerte di tipo inorganico: nacquero le prime resine composite, così denominate per il fatto che erano materiali costituiti da almeno due sostanze chimicamente diverse. Se correttamente eseguita, la combinazione era in grado di offrire proprietà superiori a quelle dei due componenti separati.

I primi compositi utilizzati in campo dentale furono i macroriempiti. Il riempitivo inorganico di questi materiali era costituito da particelle di vetro, ceramica o quarzo, di dimensioni fino a 100 µm; ciò migliorava le caratteristiche fisiche e meccaniche del materiale rispetto alla resina di base. Questa generazione di compositi presentava

comunque un grado di microinfiltrazione non trascurabile, la difficoltà di ottenere una superficie liscia ed una scarsa resistenza all'usura (4).

La seconda generazione fu rappresentata dai compositi microriempiti. Il problema dell'infiltrazione marginale con questi materiali fu parzialmente risolto utilizzando la metodica della mordenzatura acida dello smalto e la successiva applicazione di una resina fluida, che assicurava da un lato un legame meccanico con questo tessuto e dall'altro un legame chimico con il composito (5).

La differenza tra i macro e i microriempiti consisteva nel fatto che i primi presentavano il difetto di non offrire un buon grado di rifinitura, mentre i microriempiti, che utilizzavano come riempitivo particelle di biossido di silicio di dimensioni medie di 0.05  $\mu\text{m}$ , permettevano di ottenere superfici lucide e lisce, con migliori risultati estetici ma con proprietà fisiche meno valide (2).

La terza generazione dei compositi univa le buone proprietà fisiche dei macroriempiti con quelle estetiche dei microriempiti; questi compositi vennero denominati ibridi.

Tuttavia, nessuno dei materiali da restauro estetico diretto, finora disponibili sul mercato è esente da un certo grado di contrazione, che varia dal 1.67% al 5.68% del volume totale a causa della reazione di polimerizzazione durante la quale i legami di Van der Waals che tengono unite le molecole di monomero, quando il composito è allo stato plastico, vengono sostituiti da legami covalenti la cui lunghezza è un terzo di quelli del legame di Van der Waals (4).

## 1.2 Caratteristiche chimiche

Le resine composite sono costituite da una fase dispersa, rappresentata da microparticelle di silice, di quarzo, di vetro silicato, di alluminio ed altre di vario genere, le cui superfici sono ricoperte da un agente silanico per consentire loro di legarsi con la matrice resinosa che funge da matrice disperdente (6, 1, 7).

Una resina composita in genere contiene:

- a) una resina di base, costituente la matrice organica;
- b) particelle microscopiche di materiale inorganico (filler) costituenti il riempitivo rinforzante o fase dispersa;
- c) un agente legante che serve a mantenere adeso il materiale resinoso al materiale inorganico (1).

### *La matrice organica*

Quasi tutti i compositi attualmente disponibili contengono la resina di Bowen, detta anche resina BIS-GMA. Si tratta di una resina composta da una molecola di resina epossidica e due molecole di acido metacrilico (che ha azione polimerizzante). Il composto è una sintesi di reazione tra Bisfenolo A e due molecole di Glicidilmetacrilato.

Il BIS-GMA è una resina troppo viscosa per poter essere convenientemente manipolata a temperatura ambiente, per questo essa viene diluita mediante l'aggiunta di altri monomeri a bassa viscosità e basso peso molecolare. Tali diluenti sono: il TEGDMA (il più usato), UDMA, EGDMA, DUEDMA, MMA (8).

### *Il riempitivo*

Rappresenta la sostanza inorganica, costituita da silice, vetro, quarzo e ceramica. I riempitivi inorganici impiegati nelle resine composite, in base alla composizione chimica, alle dimensioni, alla quantità in peso, sono stati così classificati:

- a) macroriempitivi tradizionali;
- b) microriempitivi;
- c) complessi resinosi a base di microparticelle.

Le resine composite tradizionali o convenzionali contenenti i macroriempitivi sono le prime resine composite introdotte in Odontoiatria Conservatrice. Il riempitivo rinforzante costituisce circa il 70-80% in peso. Dopo la polimerizzazione il riempitivo costituisce il 55% in volume inglobato in circa il 45% di matrice organica.

La dimensione media di queste macroparticelle oscilla tra i 10 e i 12  $\mu\text{m}$ . I materiali più comunemente usati sono il quarzo, i materiali vetrosi e ceramici come il silicato di alluminio e di litio, i vetri di bario, ecc. (2).

Queste resine presentano il problema della difficoltà di rifinitura, lucidatura e della eccessiva usura.

Nelle resine composite con microriempiti o microfiller la resina che funge da matrice è analogà a quella delle resine composite tradizionali. Il riempitivo rinforzante è costituito da particelle di silice colloidale ottenute per pirolisi o per precipitazione. Con tali metodiche si ottengono piccole sfere di dimensioni comprese tra 0.04 e 0.06  $\mu\text{m}$  in dispersione colloidale (silice pirogenica) (2). Con tali resine si possono ottenere superfici molto lisce e ben levigate, e quindi sono indicate nei restauri di III, IV, V classe, dove il fattore estetico riveste la massima importanza (9).

Questi compositi hanno lo svantaggio di non consentire il raggiungimento di elevati carichi di riempitivo perché le particelle, essendo molto piccole, comportano una notevole superficie di sviluppo e quindi aumenta la viscosità del materiale. Per migliorare tale qualità sono stati proposti i complessi resinosi a base di microparticelle, di cui distinguiamo tre diversi tipi:

- 1) complessi microriempiti prepolymerizzati e reinseriti nella massa: il procedimento consiste nell'incorporare la silice pirogena all'interno di una matrice resinosa diluita a base di BIS-GMA. Il tutto viene polimerizzato mediante calore (per questo si parla di granuli prepolymerizzati); la massa che si ottiene viene triturata e sminuzzata fino ad ottenere particelle organiche di dimensioni da 1 a 200  $\mu\text{m}$  contenenti il microriempitivo;
- 2) compositi microriempiti con particelle prepolymerizzate sferiche: vengono ottenute mediante l'incorporamento della silice pirogena all'interno di sfere polimeriche parzialmente polimerizzate del diametro di 20-30  $\mu\text{m}$ ;
- 3) complessi agglomerati di microparticelle: che sono formati da granuli inorganici agglomerati di microparticelle. Si tratta cioè di un'aggregazione artificiale di

microparticelle poste in agglomerati completamente inorganici della grandezza variabile da 1 a 25  $\mu\text{m}$ .

Con questi tre tipi di complessi resinosi le microparticelle di riempitivo sono presenti sotto forma di granuli prepolymerizzati o granuli agglomerati e non come particelle individuali, in queste condizioni vengono poi aggiunte alla resina di base.

Ciò dà la possibilità di incorporare carichi più alti di riempitivo senza aumentare sensibilmente la viscosità del materiale (10).

### *L'agente legante*

Serve a mantenere il materiale resinoso adeso al materiale inorganico (legame matrice – riempitivo). Il metodo più impiegato è l'uso di un collante organico di silicio detto silano con il quale vengono ricoperte le particelle inorganiche formando una specie di ponte tra matrice e riempitivo (8).

L'agente accoppiante di più largo uso è il metacrilossipropil-trimetossilano. Si tratta di 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 con il riempitivo del composito se questo è a base di biossido di silicio (7).

## **1.3 Classificazione dei compositi**

La classificazione delle resine composite maggiormente impiegata è quella definita nel 1985 e che le distingue in: compositi tradizionali, compositi ibridi, compositi omogenei microriempiti, compositi inomogenei microriempiti (8).

### *Compositi tradizionali*

La differenza nelle proprietà meccaniche delle due fasi e le considerevoli dimensioni delle macroparticelle, piuttosto grosse, rendono difficile rifinire il materiale sino ad ottenere una superficie levigata. Pertanto i restauri risultano sin dall'inizio rugosi, anche

se ben rifiniti, e finiscono col facilitare l'accumulo ed il ristagno di pigmentazioni e di placca. Inoltre questi materiali presentano una scarsa resistenza all'usura, questo è spiegabile per l'alta tendenza all'idrolisi del legame interfacciale ed al rapido deperimento della matrice organica che facilitano il dislocamento e l'estruzione delle macroparticelle. I compositi tradizionali di concezione moderna contengono particelle più piccole ed arrotondate, più soffici, distribuite più uniformemente. Con questo sistema sono state migliorate molte proprietà:

- 1) riduzione della matrice organica, quindi un carico inorganico quantitativamente più alto sia in peso sia in volume;
- 2) prolungata conservazione del prodotto;
- 3) caratteristiche di maneggevolezza migliorate.

Tuttavia, non si possono ancora considerare soddisfacenti se si tiene conto della dislocazione delle macroparticelle con il passare del tempo (8).

#### *Compositi ibridi*

Sono materiali ottenuti con l'aggiunta di silice pirogenica ai compositi tradizionali. Anche se la morfologia della superficie di un composito ibrido, dopo rifinitura e lucidatura, è superiore a quella di un composito tradizionale, tali caratteristiche non perdurano nel tempo a causa delle insite proprietà di un sistema resinoso che contiene macroparticelle tradizionali. Per questo i compositi ibridi ancora non rappresentano la migliore soluzione fra i materiali compositi, per i restauri anteriori, a causa delle loro proprietà di superficie (11) e quindi sono stati sostituiti dai microibridi.

#### *Compositi omogenei microriempiti*

Le microparticelle che contribuiscono alla costituzione di tali compositi sono costituite da silice pirogenica e sono più piccole della lunghezza d'onda della luce visibile per cui il materiale appare più omogeneo. Di conseguenza si ha un alto grado di rifinitura di superficie. Inoltre anche se le microparticelle vengono chimicamente o meccanicamente dislocate a causa dell'usura, la superficie levigata del restauro mantiene la sua

lucentezza, simile a quella dello smalto, poiché le sue minime irregolarità di superficie non sono visibili ad occhio nudo (11). Un composito di questo tipo e con questa tecnologia non può incorporare nella sua massa più di un dato volume di microparticelle; infatti, se ciò fosse possibile otterremmo un composito composto da pochissima resina e nello stesso tempo una maneggevolezza praticamente inesistente (10).

#### *Compositi inomogenei microriempiti (i.m.c.)*

Sono ottenuti dalla combinazione di una matrice organica, di microparticelle aggiunte a formare dei complessi resinosi contenenti biossido di silicio.

Tali prodotti si suddividono in tre diversi sottogruppi:

- I.M.C. con particelle prepolimerizzate e reinserite;
- I.M.C. con particelle prepolimerizzate di forma sferica;
- I.M.C. con complessi agglomerati di microparticelle.

Con tali metodiche di realizzazione dei materiali composti è possibile aumentare il carico inorganico ed il contenuto volumetrico del riempitivo senza aumentare ulteriormente la viscosità e senza minacciare le caratteristiche di maneggevolezza del composito, riducendo inoltre la contrazione, perché le particelle prepolimerizzate sono inerti e riducono la massa di matrice resinosa che deve polimerizzare (8).

## 2. LA CONTRAzione DA POLIMERIZZAZIONE

I compositi si contraggono perché durante la polimerizzazione le molecole di monomero si avvicinano alla distanza di legame covalente, che è tre volte più piccola della distanza delle forze di Van der Waals che avevano prima della polimerizzazione (12).

La retrazione volumetrica che tutte le resine subiscono durante le fasi della polimerizzazione sarà quindi strettamente legata al numero di legami che si formano per un dato volume (13).

Studi condotti da vari autori, hanno valutato che la contrazione da polimerizzazione dei compositi si aggira tra il 1.7 % ed il 5.7 % del volume determinando degli stress interni al materiale ed una forza al livello dell'interfaccia dente-restauro valutata, a secondo degli autori tra i 15 e 20 MPa (16).

La contrazione da polimerizzazione può favorire la formazione della fessura marginale tra dente e restauro e la conseguente infiltrazione cariosa secondaria. Maggiore è il contenuto relativo in BIS-GMA e minori sono la contrazione da polimerizzazione e la conseguente dimensione della fessura marginale (15).

Alcuni studiosi (14) hanno valutato che nella fase iniziale dell'indurimento la contrazione è massima. In questo stadio (fase pre-gel) si stanno formando le catene polimeriche lineari e, i legami crociati si sono formati in minima parte. Perciò le molecole hanno ancora la possibilità di assumere un nuovo orientamento spaziale e compensare lo stress interno. Questo meccanismo può spiegare lo scorrimento del composito (flow) e il suo adattamento interno che impedisce la formazione della fessura marginale quando si riesce ad ottenere un forte ancoraggio alle pareti della cavità (16).

Nella fase successiva alla fase pre-gel (fase post-gel) il materiale si contrae in misura minore ma lo stress interno che esso sviluppa è maggiore poiché il materiale è divenuto più rigido e viscoso, in quanto durante questa fase si formano prevalentemente i legami crociati tra le catene polimeriche.

Durante la fase post-gel la capacità di scorrimento diminuisce e la rigidità continua ad aumentare fino a raggiungere una soglia. Maggiore risulta quindi la durata della fase pre-gel, rispetto alla post-gel, più il restauro riuscirà ad adattarsi alla contrazione. Per questo motivo è stata avanzata l'ipotesi che i materiali autopolimerizzanti, proprio perché induriscono più lentamente, risentano meno dello stress da contrazione rispetto a quelli fotopolimerizzanti (21).

I materiali per i settori posteriori, dato l'elevato carico in organico, presentano una elevata viscosità intrinseca e dunque scarse capacità di scorrimento viscoso nelle fasi precoci di presa.

Ciò rende tali materiali meno capaci di sfruttare l'azione di un buon adesivo dentinale rispetto ai compositi per anteriori (17,13,18,19,20).

Per limitare la contrazione è necessario inoltre che il rapporto tra le superfici del composito aderenti alla cavità e quelle libere (detto fattore di configurazione cavitario C-factor) sia basso, perché maggiore è la superficie libera del composito maggiore sarà la sua possibilità di scorrere a questo livello senza sollecitare l'interfaccia dente restauro; quindi, la forma, la posizione del restauro e la cinetica di polimerizzazione sono fattori determinanti per lo stress.

L'aggiunta del riempitivo riduce la retrazione totale del composito, ma la contrazione da polimerizzazione della matrice induce la formazione di stress circolari e radiali attorno alle particelle di riempitivo. Questi stress tensivi aumentano e raggiungono livelli elevati attorno al riempitivo se il composito è molto caricato. Lo sviluppo di tensioni interne può portare a:

- formazione di fessure marginali
- rottura del legame matrice riempitivo
- fratture coesive nel contenuto del materiale con formazione di fessure e porosità
- fenomeni di corrosione indotti dalla tensione
- diminuzione della resistenza generale e all'abrasione
- distorsioni, fratture cuspidali con possibile comparsa di sensibilità post-operatoria (21,22).

Nei restauri conservativi effettuati con mordenzatura dello smalto, qualora la forza di adesione marginale sia maggiore della forza di contrazione stessa, non si determinano generalmente microinfiltrazioni. Gli stress della contrazione possono provocare anche microfrazioni dello smalto se l'ancoraggio è molto forte e la quantità di tessuto esigua (8). Se risulta possibile comunque ottenere un buon sigillo marginale anche in ampie cavità di II classe, laddove il margine cavitario risulta costituito da un adeguato spessore di smalto, non altrettanto si verifica quando tale margine sia costituito da dentina e/o cemento (es.: margine cervicale di un box prossimale, localizzato al di sotto della giunzione amelo-cementizia) (23).

Il meccanismo di compenso della contrazione di polimerizzazione costituito dalla espansione igroscopica, più marcata nei composti anteriori e scarsa se non assente nei composti per posteriori, rappresenta una condizione ideale nel caso in cui il composito presentasse piccole o nulle variazioni dimensionali (24). I valori della dilatazione igroscopica vanno dallo 0.7% allo 0.8%, per cui la compensazione della contrazione è solo parziale ed inoltre l'assorbimento di acqua induce un decadimento delle proprietà meccaniche dei composti (25). Per questo le case produttrici sono sempre più orientate oggi verso la produzione di matrici idrofobe.

L'entità della contrazione dipende da vari fattori tra i quali: il tipo di monomero reagente, la concentrazione del catalizzatore e/o dell'iniziatore, la quantità di monomero reattivo, il grado di polimerizzazione. Questi parametri determinano l'intima struttura e la densità del reticolo del polimero. Altri fattori oltre alla quantità di aria incorporata nel materiale hanno un ruolo importante sulle proprietà meccaniche finali del materiale (26).

## 2.1 Teoria del legame plastico

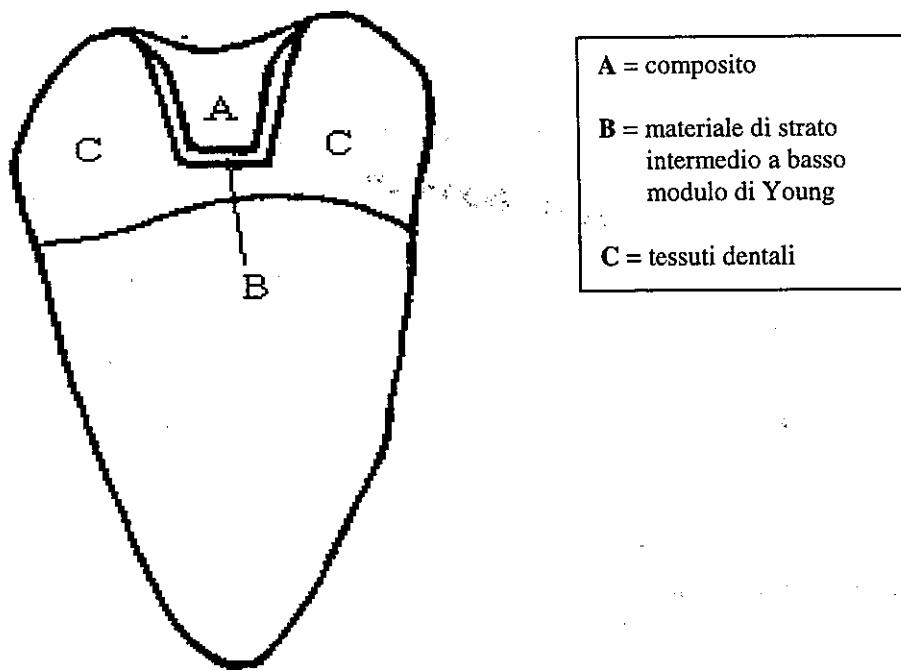
L'adesione tra il materiale composito e le pareti cavitarie tende ad ostacolare la contrazione da polimerizzazione che il composito normalmente subisce durante il suo indurimento.

Pertanto, a polimerizzazione ottenuta, si genera un sistema di tensioni che sollecita sia l'otturazione sia le pareti cavitarie.

Una soluzione possibile al problema della fessura marginale dei restauri in composito consiste nell'abbassare il modulo di elasticità della resina composita. Questo praticamente comporta un aumento della plasticità del materiale da restauro in modo da ridurre le tensioni prodotte dalla contrazione da polimerizzazione (27, 28).

Tale plasticità può essere fornita dal composito stesso o da uno strato di materiale interposto tra le pareti cavitarie e l'otturazione, idealmente privo di ritiro ed avente un modulo di Young inferiore rispetto a quello del composito utilizzato per il restauro(2).

Quest'ultima soluzione (Fig. 1) è la più favorevole in quanto i composti oggi maggiormente impiegati sono i microibridi perché presentano elevate proprietà meccaniche, discreta lucidabilità e buona resistenza all'usura; queste caratteristiche li rendono indicati anche per il restauro dei denti nei settori posteriori della bocca. I microibridi di contro, a causa del loro elevato carico inorganico, risultano materiali particolarmente rigidi con scarse capacità di scorrimento viscoso durante la polimerizzazione. L'impiego invece dei composti per il restauro con più basso modulo di elasticità, come ad esempio i composti microriempiti, renderebbe controindicato il loro utilizzo sulle superfici masticatorie di premolari e molari a causa delle notevoli sollecitazioni occlusali che comporterebbero la deformazione e la rottura del restauro.



**Figura 1.** – Schema di ricostruzione sperimentale per i restauri in composito.

Le caratteristiche ideali che il materiale di strato intermedio dovrebbe avere sono:

- ottima adesione sia alle pareti cavitarie sia al materiale composito;
- proprietà meccaniche tali da consentire la deformazione plastica quando è sottoposto alla trazione determinata dalla contrazione del composito;
- fluido e tissotropico;
- facile lavorabilità, in modo da consentire l'applicazione in uno strato dello spessore idoneo;
- insolubilità in ambiente orale, qualora venisse esposto in zona marginale;
- assenza di tossicità pulpare;
- proprietà carioinibenti (28).

La realizzazione del legame tramite un materiale intermedio, a basso modulo di Young, interposto tra la parete cavitaria e la resina composita è ottenibile impiegando:

- sistemi ionomero-vetrosi-resinosi (SIVR)
- composito a bassa viscosità (29)
- compomeri a bassa viscosità.

## 2.2 Sistemi ionomero-vetrosi

Alcuni ricercatori nel 1985, vista la versatilità d'uso dei cementi vetro-ionomerici, hanno preferito abbandonare la loro vecchia denominazione optando per la più generica definizione di sistemi ionomero-vetrosi.

Tali materiali possono essere classificati, in base alla loro composizione, in:

- sistemi ionomero-vetrosi propriamente detti (SIV)
- sistemi ionomero-vetrosi-resinosi (SIVR)
- sistemi ionomero-vetrosi-metallici (SIVM) (25,30)

Una ulteriore classificazione li contraddistingue in funzione della loro finalità d'uso in:

- Tipo I: per cementazione di corone e ponti (SIV)
- Tipo II: per restauri estetici (SIVR)
- Tipo IIbis: per restauri non estetici (SIVM)
- Tipo III: per sottofondo (liner/base) (SIVR)
- Tipo IV: per endodonzia (SIV)
- Tipo V: per tutte le applicazioni (all purpose) (SIVR)

I SIVR sono i materiali che più da vicino ci interessano nell'ambito di questa trattazione. Sono meglio conosciuti come cementi vetro-ionomeri fotopolimerizzabili. Nella loro composizione, insieme agli elementi che caratterizzano i SIV tradizionali (acido policarbossilico ed un vetro basico di fluoroallumino silicato) sono presenti una resina acrilica (HEMA) ed un fotoiniziatore, in genere un dichetone (2). Sono generalmente commercializzati sotto forma di una polvere ed un liquido che vengono miscelati al momento dell'uso. Una volta che i due componenti sono venuti in contatto si innesta la reazione di salificazione, tra la polvere di vetro fluoroallumino silicato e l'acido policarbossilico. Questa reazione fa indurire con una certa lentezza il materiale per questo si ricorre alla fotopolimerizzazione, che determina la rapida formazione della matrice resinosa, a base di poli-(HEMA), che indurisce il materiale migliorandone le proprietà meccaniche.

### **2.3 Compositi a bassa viscosità**

Sono compositi fluidi, fotopolimerizzabili, scarsamente caricati. La loro matrice resinosa è riconducibile a quella dei compositi convenzionali (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA) mentre il loro riempitivo è analogo a quello dei microibridi ed è rappresentato, in genere, da vetro borosilicato di bario e silice pirogenica.

### **2.4 Compomeri a bassa viscosità**

Ultimi prodotti dell'evoluzione dei SIVR sono i compomeri, risultanti dalla combinazione chimica di compositi e vetro-ionomeri (30). Sono macroscopicamente identici ai compositi a bassa viscosità ma la loro matrice resinosa contiene un monomero acido insieme ai convenzionali monomeri acrilici dei compositi. Il riempitivo è rappresentato dalla polvere dei SIV. Il materiale è fotopolimerizzabile, ed al momento del suo indurimento si ha la formazione di un copolimero acido che imbriglia in una fitta rete tridimensionale le particelle di polvere, il suo comportamento iniziale è assimilabile quindi a quello dei compositi. Mentre la reazione acido base, tipica dei SIV, si verifica tardivamente ed è secondaria all'assorbimento d'acqua del materiale.

### 3. INDAGINE SPERIMENTALE

#### 3.1 Introduzione

La commercializzazione di prodotti in grado di rilasciare gli stress da contrazione generati dalla resina composita ha reso possibile un maggior impiego clinico delle otturazioni dirette in composito. I prodotti reperibili in commercio sono molteplici, così come le loro possibilità di impiego. Possono infatti essere vantaggiosamente impiegati oltre che come materiali plastici in cavità di I e II classe, in cavità di V e III classe e in piccole cavità di IV, anche in cavità di I e II classe su denti decidui. Si prestano inoltre ad essere utilizzati come sigillanti di solchi e fossette occlusali. Sono utili nella riparazione di piccoli difetti marginali di restauri estetici (otturazioni dirette, intarsi, vene). Le operazioni di rifinitura e lucidatura, per questi materiali, seguono i canoni standard dei materiali composti.

Nel nostro lavoro sono stati analizzati quattro differenti materiali, secondo un'indagine sperimentale che si è articolata in base al seguente procedimento:

- 1) preparazione dei campioni realizzati con i vari materiali in esame, usando tempi di polimerizzazione di 10s e 20 s.
- 2) test di trazione dei vari campioni ricavandone le curve relative di carico/allungamento.
- 3) studio comparativo dei comportamenti rilevati dai risultati ottenuti dalle prove meccaniche.

#### 3.2 Materiali

Sono state valutate in questo studio, la resistenza alla trazione e il modulo di Young di un materiale sperimentale e di tre prodotti del commercio:

- REVOLUTION (KERR);
- AELITEFLO (BISCO);
- PROTECT LINER F (KURARAY).

Tutti i materiali sono stati scelti del medesimo colore (A2-VITA, tranne il Protect Liner F che viene fornito in un unico colore universale). Questo accorgimento ci ha permesso di considerare costante l'ostacolo alla diffusione della luce polimerizzante, che varia in funzione della tinta del prodotto. Inoltre esistono delle differenze circa le proprietà meccaniche di diverse tinte di uno stesso composito (31).

Nel paragrafo che segue verranno trattate le caratteristiche compostizionali, riportate dalle case produttrici, dei prodotti sopra indicati (31).

#### *Revolution*

È un materiale composito fluido fotopolimerizzabile la cui matrice resinosa è prevalentemente a base di BIS-GMA mentre il suo riempitivo è di tipo vetroso e rappresenta circa il 55 % del peso totale.

Revolution è disponibile in 12 tonalità VITA più un opaco universale, un opaco bianco da porre sotto le precedenti tonalità ed un incisale chiaro.

#### *Aeliteflo*

È un composito microibrido radiopaco a basso modulo di elasticità e con caratteristiche di elevata fluidità. La misura media delle particelle è di 0.7  $\mu\text{m}$ . Questo composito è altamente riempito (60 % in peso) con particelle di vetro di bario.

Il prodotto va posizionato in spessori non superiori a 2 mm e fotopolimerizzato per 20 s nel caso delle tonalità chiare e per 40 s per tonalità più scure.

#### *Protect liner f*

Si tratta di un composito fotoattivabile contenente un copolimero che rilascia continuamente fluoro. Il prodotto ha una resistenza all'abrasione superiore a quella di altri prodotti microfilled. Con l'utilizzazione del copolimero MF-MMA è stato possibile

mettere a punto un prodotto che si propone come alternativa ai cementi vetro-ionomerici in soggetti carioricettivi per la sua capacità di rilasciare fluoro. Protect Liner F presenta infatti le stesse indicazioni di un SIV o di un compomero offrendo in più: protezione chimica e meccanica, elevata resistenza all'abrasione, facilità d'uso in quanto non richiede miscelazione, raggiungimento della stabilità chimica nei primi tre minuti, composizione analoga a quella dei compositi per otturazione e ricostruzione, totale insolubilità negli agenti presenti nella bocca.

La casa costruttrice consiglia una durata di polimerizzazione di 20s valida per ottenere le caratteristiche ottimali del prodotto.

#### *Materiale sperimentale*

Il materiale viene realizzato diluendo un composito fotopolimerizzabile microibrido del commercio (Brillant, Coltene) con dei monomeri metacrilici.

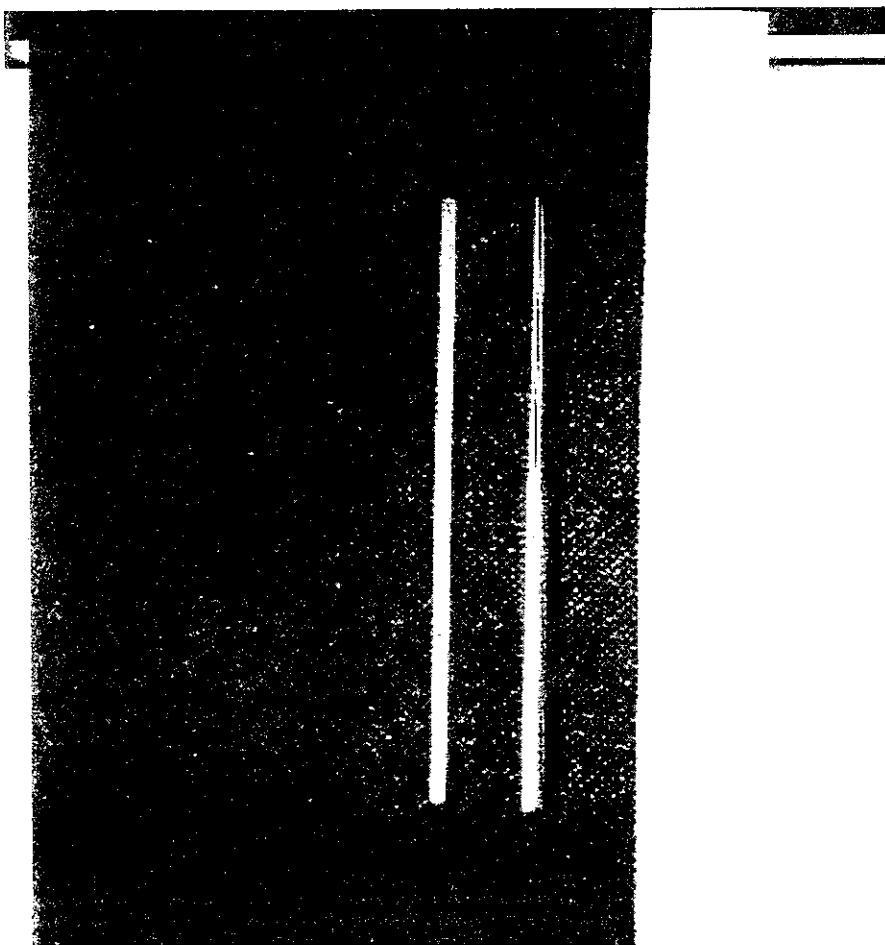
I monomeri costituenti sono: BIS-GMA, BIS-EMA, TEG-DMA, UDMA. Il riempitivo pari al 55% in peso contiene prevalentemente borosilicato di bario-alluminio silanizzato e biossido di silicio pirogenico silanizzato.

L'impiego del materiale prevede una sequenza operativa paragonabile a quelle dei precedenti prodotti. L'indurimento iniziale e finale viene eseguito nella bocca del paziente tramite luce alogena a 479 nm. Gli incrementi di spessore non devono superare i 2 mm. Presenta le stesse indicazioni delle resine a basso modulo del commercio.

### **3.3 Metodi e preparazione dei campioni per le prove meccaniche**

Sono stati presi in esame 80 provini in totale, 20 per ogni tipo di materiale di cui 10 fotopolimerizzati per 10 s e i restanti per 20 s.

Macroscopicamente il campione è di forma cilindrica con la sezione circolare di 1 mm di diametro e lunghezza di 4 cm (Fig. 2).



*Figura 2. – Foto di campione di resina composita con accanto il tubo di vetro utilizzato per la sua realizzazione.*

Abbiamo scelto queste dimensioni perché:

- la quantità di materiale inviatoci dalle case produttrici era sufficiente ad ottenere 100 provini con le caratteristiche dimensionali sopra dette. Di questi campioni 20 sono stati scartati prima della prova di trazione perché non ritenuti idonei per la presenza di porosità o microfratture. Il test è stato quindi esclusivamente riservato ai campioni costituiti da materiale omogeneo ed isotropo;

- gli spessori impiegati nell'utilizzazione clinica del materiale si avvicinano tendenzialmente a quelli usati per la realizzazione del campione;
- la lunghezza di 4 cm era sufficiente per un adeguato afferraggio delle estremità del campione compatibile con un'efficace prova di trazione.

E' stato scelto un numero di campioni sufficientemente ampio da consentire risultati statisticamente significativi.

Come stampo per il confezionamento del campione è stato scelto un capillare di vetro. La scelta del vetro come materiale è legata al fatto che si comporta in maniera neutra al passaggio della radiazione elettromagnetica utilizzata per la polimerizzazione del materiale. Per il posizionamento del prodotto all'interno del capillare è stato impiegato un ago da infiltrazione delle dimensioni di 0.80 x 40 mm.

Sono state apportate delle modifiche all'ago consistenti nella eliminazione della bisellatura.

Questa accortezza ci ha permesso di iniettare il materiale con una forza diretta verso il lume del capillare e non verso le pareti, condizione che si verificava senza l'asportazione della bisellatura. In questo modo è stata ridotta la resistenza incontrata dal materiale nello scorrere nel capillare e la forza che l'operatore doveva imprimere sul pistone della siringa.

Dopo l'inserimento del materiale nella siringa, l'ago è stato fatto penetrare per 1-1.5 mm. all'interno del capillare, ed imprimendo una forza uniforme sul pistone della siringa il materiale è stato fatto scorrere all'interno del capillare per spinta fino al suo completo riempimento. Durante l'inserimento del materiale nello stampo, non è stato adottato il sistema di retrazione dell'ago, perché si intrappolavano facilmente delle bolle d'aria che avrebbero reso inutilizzabili i campioni.

Ultimata la fase di costruzione del campione si è passati alla fotopolimerizzazione, che è stata realizzata mediante tre lampade l'Optilux 150 (Demetron) in cui puntali sono stati posti quasi a contatto con le pareti del capillare ad una distanza tra loro di 4mm; le lampade sono state collegate ad un unico interruttore.

E' stato così possibile fotoattivarre nello stesso intervallo di tempo ogni campione per tutta la sua lunghezza.

Dopo la rimozione del guscio di vetro, che è servito come stampo per ottenere il campione, il campione è stato considerato idoneo per essere sottoposto alla prova di trazione.

Il tempo trascorso dalla fine della polimerizzazione all'effettuazione della prova non ha mai superato il minuto, al fine di avvicinarsi per quanto possibile ai reali tempi clinici di utilizzazione del prodotto.

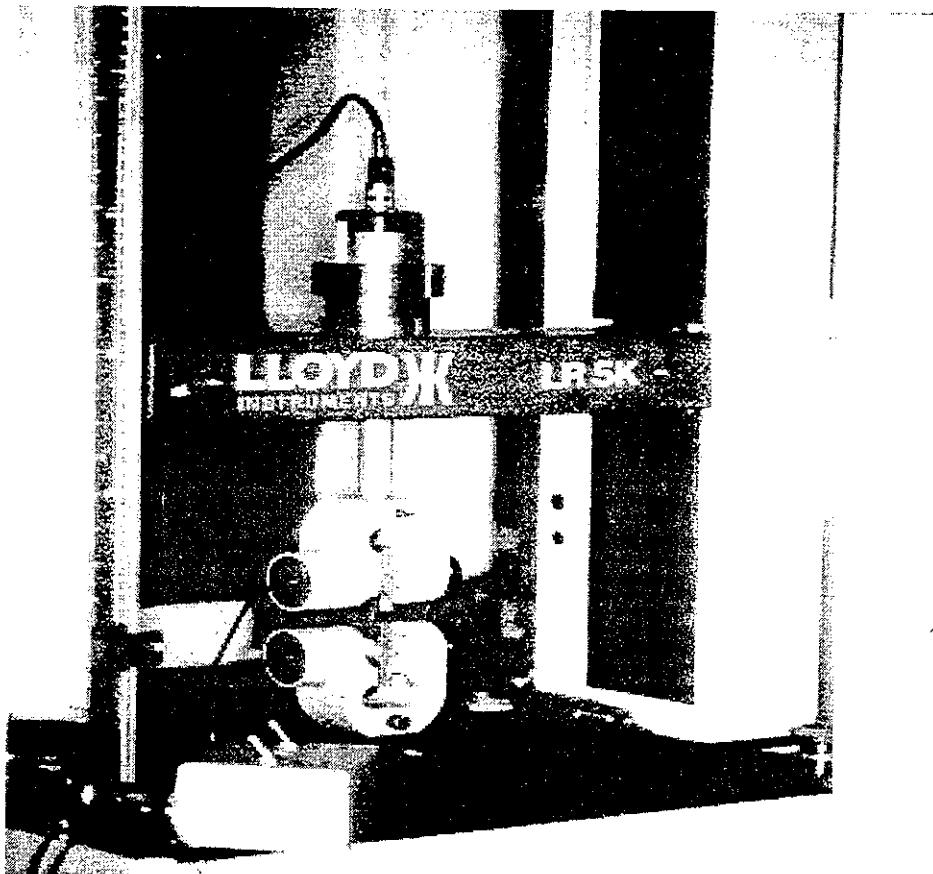
La macchina impiegata per la prova è un dinamometro elettronico LLOYD LR 5K collegato ad un software in grado di ricavare una curva sforzo/deformazione registrando i valori di carico e di allungamento del campione dall'inizio fino al momento del cedimento (Fig. 3).

Per questo tipo di prova è stata utilizzata una cella di carico di 50 N ed è stata impostata una velocità di separazione degli afferraggi di 1 mm./min.

E' stato impiegato un sistema di afferraggio pneumatico, in cui la forza applicata sugli afferraggi è stata regolata da aria compressa impostata tra 6 ed 8 atmosfere di pressione.

Le pinze di afferraggio, di forma rettangolare, in alluminio rivestito di gomma nella zona dove vengono a contatto con il campione per evitarne lo scivolamento, sono state appositamente realizzate presso l'officina del Laboratorio di Ingegneria Biomedica dell'Istituto Superiore di Sanità.

Per assicurarci un saldo afferraggio, il campione è stato inserito nelle pinze per 1,5 cm ad ogni estremità, riservando la prova solo ad 1 cm di lunghezza del campione. Dopo il posizionamento del campione è stata avviata la prova fino al raggiungimento del carico di rottura del campione. In tutti i campioni si è riscontrata un frattura avvenuta centralmente rispetto alla lunghezza totale in aria del campione, cioè lontano dagli afferraggi.



**Figura 3.** – Dinamometro elettronico durante lo svolgimento delle prove meccaniche

I valori di rottura, allungamento, carico, espressi in Newton (N) sono stati elaborati per ottenere il carico di rottura ed il modulo di elasticità in MPa ( $N/mm^2$ ), in modo da poter effettuare la comparazione tra i vari campioni esaminati.

### 3.4 Risultati

I risultati delle prove di tensione a rottura e del modulo di Young, degli 80 campioni analizzati, sono stati riportati nella tabella 1. In questa tabella sono indicati, per ogni materiale, i valori medi, della tensione a rottura e del modulo di Young ottenuti su dieci campioni, con le relative deviazioni standard, sia per la polimerizzazione a 10 s che a quella a 20 s.

**Tabella 1.** – *Risultati delle prove meccaniche*

MATERIALI	Tensione a rottura (Mpa)		Modulo di Young (Mpa)	
	10 s	20 s	10 s	20 s
Revolution	8.8 ± 3.5	12.8 ± 3.6	1.0 ± 0.3	1.9 ± 0.3
Aeliteflo	8.7 ± 4.2	16.5 ± 8.2	1.3 ± 0.5	2.4 ± 0.8
Protec Liner F	6.6 ± 1.6	13.6 ± 1.5	0.4 ± 0.1	1.0 ± 0.3
Sperimentale	24.9 ± 5.5	33.9 ± 10.8	4.8 ± 1.0	5.2 ± 1.5

Dall'analisi della tabella 1 si può affermare che per quanto riguarda la rottura a tensione il materiale Sperimentale ha fornito, sia a 10 s che a 20 s, la migliore prestazione ma presenta anche i valori più alti del modulo di Young.

Il valore più basso del modulo di Young invece è stato fornito, sia a 10 s che a 20 s, dal Protect Liner F che ha anche ottenuto prestazioni meccaniche a rottura inferiori a quelle registrate con lo Sperimentale, ma simili a quelle ottenute dagli altri prodotti commerciali, presentando però delle deviazioni standard decisamente migliori.

I risultati dello studio sono stati anche rappresentati graficamente. Il programma di gestione del dinamometro elettronico, utilizzato per effettuare le prove meccaniche, ha

elaborato per ogni campione testato la relativa curva sforzo/deformazione, da cui poi è stato ricavato il relativo modulo di Young.

Il test ANOVA ha mostrato una differenza altamente significativa ( $p \leq 0.001$ ) sia tra i gruppi di valori relativi alla tensione a rottura che per quelli relativi al modulo di Young. Dall'analisi dei valori ricavati dalle prove meccaniche è emerso che il valore di tensione a rottura è più alto nei campioni polimerizzati per 20 s rispetto a quelli polimerizzati per 10 s, indipendentemente dal tipo di materiale utilizzato.

Il Protect Liner F a 20 s presenta un marcato incremento della sua resistenza alla trazione pari al 51.5% del valore medio registrato a 10 s. L'Aeliteflo manifesta un incremento del 47.2% passando da 10 s a 20 s mentre il Revolution è caratterizzato da un incremento più contenuto del 31.2%.

Anche osservando i valori relativi al modulo di elasticità si osserva un incremento dei valori medi ottenuti, all'aumentare del tempo di polimerizzazione.

È importante considerare che la forza di contrazione che i compositi generano, al momento della loro polimerizzazione è, a seconda di alcuni autori, compresa tra 8 e 23 Mpa

Tale forza, che tenderà a distaccarli dalla cavità, sarà esercitata sulla resina a basso modulo di elasticità, qualora questa sia interposta tra il composito impiegato per il restauro e la superficie dentale. I valori medi a rottura di diversi materiali già testati risultano inferiori a 23 MPa. È molto probabile che i materiali testati in questo lavoro siano potenzialmente in grado di sviluppare dei valori di tensione a rottura superiori se i tempi di fotoesposizione venissero prolungati o se venissero impiegate lampade la cui intensità luminosa fosse superiore a 350 mW/cm<sup>2</sup> in modo da aumentare la loro energia complessiva di esposizione.

Le case produttrici dei materiali utilizzati consigliano dei tempi di esposizione pari a 20 s per i materiali con tinta più chiara e 40 s per quelli più scuri. Dato che la tinta scelta nella nostra esperienza era chiara (2A Vita) per tutti i materiali, fatta eccezione per il Protect Liner F, abbiamo fissato il tempo di esposizione massimo a 20 s. Un altro motivo che ci ha indotto a non prolungare il tempo di esposizione oltre i 20 s era legato

al fatto che i campioni divenivano troppo fragili e potevano facilmente rompersi durante le manovre di rimozione dal capillare di vetro. È verosimile quindi che, rispetto agli altri materiali, le prestazioni meccaniche del Protect Liner F siano state, data la sua tinta più scura, maggiormente penalizzate da un così ridotto tempo di esposizione.

### 3.5 Discussione

L'osservazione dei valori ricavati dalle prove meccaniche ci ha consentito di confrontare i diversi materiali testati nell'ambito dei valori dei parametri ottenuti.

Dall'analisi della tabella 1 è emerso che il valore di tensione a rottura è più alto nei campioni polimerizzati per 20 secondi rispetto a quelli polimerizzati per 10 secondi, indipendentemente dal tipo di materiale utilizzato. Questo è attribuibile al grado di reticolazione interna che si incrementa all'aumentare del tempo di esposizione alla sorgente polimerizzante. I dati sembrano evidenziare che esiste un rapporto di proporzionalità tra i carichi di rottura ed i tempi di polimerizzazione.

La resina composita che ha presentato una maggiore resistenza alla rottura è stato il materiale Sperimentale. Il Protect Liner F invece è stato il materiale che ha mostrato dei valori a rottura più bassi, mentre il Revolution e l'Aeliteflo hanno presentato delle prestazioni meccaniche molto simili.

Il Protect Liner F è risultato il materiale con deviazione standard più bassa rispettivamente a 10 e a 20 s di polimerizzazione.

Anche osservando i valori ottenuti per il modulo di Young, si può notare un incremento proporzionale all'aumentare del tempo di polimerizzazione, fatta eccezione per il materiale Sperimentale dove i valori medi del modulo di Young sono pressoché sovrapponibili, nonostante il tempo di polimerizzazione raddoppi. Proprio questo tipo di materiale ha presentato valori del modulo di elasticità più elevati, riguardo a tutti e due i tempi di esposizione alla sorgente di luce polimerizzante.

I valori medi più bassi del modulo di Young sono stati ottenuti dal Protect Liner F, mentre il Revolution e l'Aeliteflo presentano valori intermedi e tendenzialmente simili. Una curiosità è stata ottenuta con i valori del modulo di Young per il Protect Liner F con tempi di polimerizzazione di 20 s ed il Revolution con tempi di polimerizzazione di 10 s; infatti questi materiali presentano valori medi perfettamente uguali.

Mediante l'analisi dei grafici lineari, rappresentativi dell'allungamento del campione in funzione della forza applicata, ottenuti dalle prove sui diversi materiali compositi, ai diversi tempi di polimerizzazione, è stato possibile studiare il loro campo di deformazione al variare del carico applicato.

Osservando l'andamento delle curve dei dieci campioni del materiale Sperimentale polimerizzati a 10 s (Fig. 4), si è notato che tutti i campioni subiscono un allungamento che passa da una fase di proporzionalità diretta con il carico, alla deformazione elastica, quindi plastica presentando successivamente uno snervamento e una strizione prima di giungere al carico di rottura. La strizione è quel fenomeno caratterizzato dalla contrazione trasversale della sezione del campione sempre più accentuata fino alla rottura (4).

Le suddette curve hanno mostrato un andamento omogeneo con minime differenze tra loro. In particolar modo nel range dei carichi e nel campo dello snervamento le curve si presentano pressoché sovrapponibili. Superato lo snervamento inizia il periodo delle grandi deformazioni che si estende fino al carico massimo che il materiale può sopportare senza rompersi, rappresentato dal tratto di grafico in cui le varie curve si discostano in modo più marcato seppure mantenendo una omogeneità di

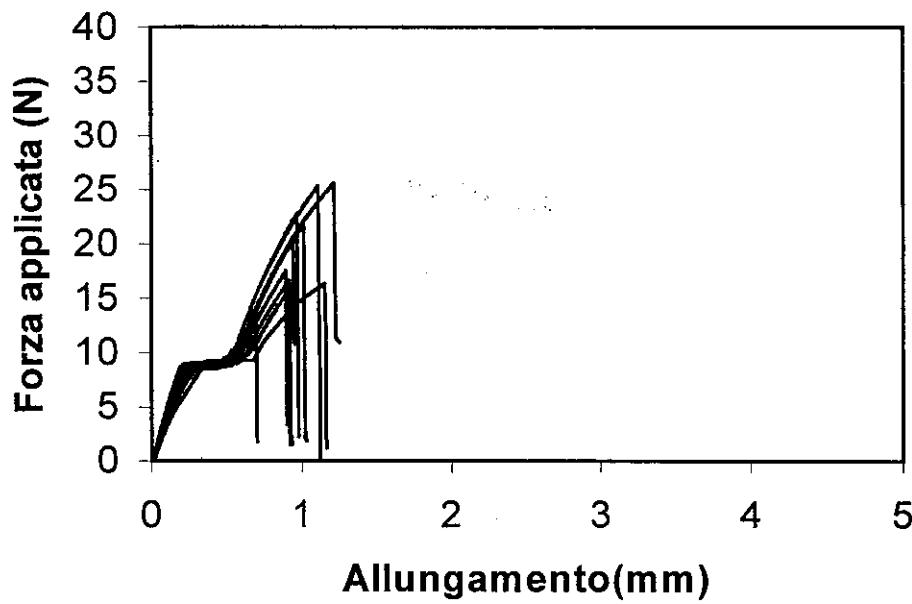


Figura 4. - Grafico delle 10 curve rappresentative dei campioni di Materiale Sperimentale polimerizzato a 10 s

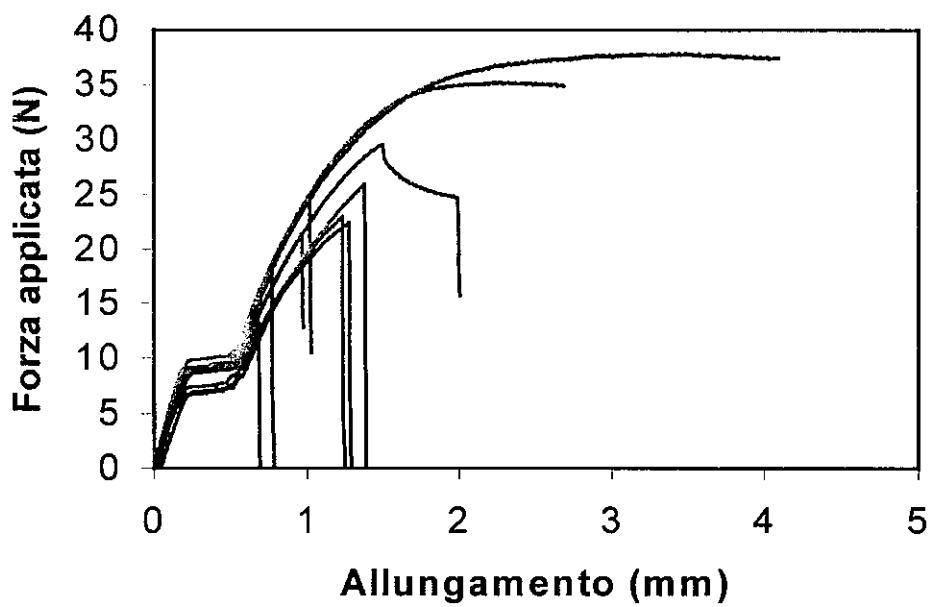


Figura 5. - Grafico delle 10 curve rappresentative dei campioni di Materiale Sperimentale polimerizzato a 20 s

comportamento. In tutti i campioni non si osservano periodi di strizione in quanto la rottura risulta essere netta.

Il grafico contenente l'andamento delle curve dello stesso tipo di materiale ma con tempi di polimerizzazione di 20 s (Fig. 5) presenta molte analogie comportamentali con il precedente. Anche in questo caso tutti i campioni presentano curve che passano per tutti i vari campi di deformazione prima di giungere al carico di rottura. Gli allungamenti che rientrano nel limite di proporzionalità diretta, deformazione elastica, plastica e snervamento sono sovrapponibili a quelle dei relativi campioni polimerizzati a 10 s; differenze evidenti si rilevano dopo il periodo di snervamento in cui si possono notare nette impennate delle curve con andamento curvilineo con tendenza alla proporzionalità tra carico ed allungamento.

Questo comportamento sta ad evidenziare come all'aumentare del tempo di polimerizzazione occorrono carichi più elevati per ottenere nel campo delle grandi deformazioni gli stessi allungamenti.

Mentre alcuni campioni presentano un periodo di strizione altri invece dimostrano una rottura netta, senza passare per il periodo di strizione.

Dall'osservazione del grafico del materiale Aeliteflo polimerizzato per 10 s (Fig. 6), si nota una differenza di comportamento tra i vari campioni. Più del 50% dei provini hanno subito la rottura al limite della deformazione plastica, senza passare per il periodo di snervamento e soltanto tre dei dieci campioni mostrano un periodo di strizione. Dall'analisi delle curve dei campioni polimerizzati a 20 s (Fig. 7) si osserva che un maggiore numero di queste passano per i vari campi di deformazione prima di giungere alla rottura.

I campioni di Protect Liner F a 10 s di polimerizzazione (Fig. 8) presentano una rottura che segue il periodo di proporzionalità diretta tra carichi ed allungamenti senza passare per gli altri campi di deformazione. Nei campioni polimerizzati a 20 s (Fig. 9) si evidenzia un andamento dei grafici che segue le varie fasi della deformazione prima di

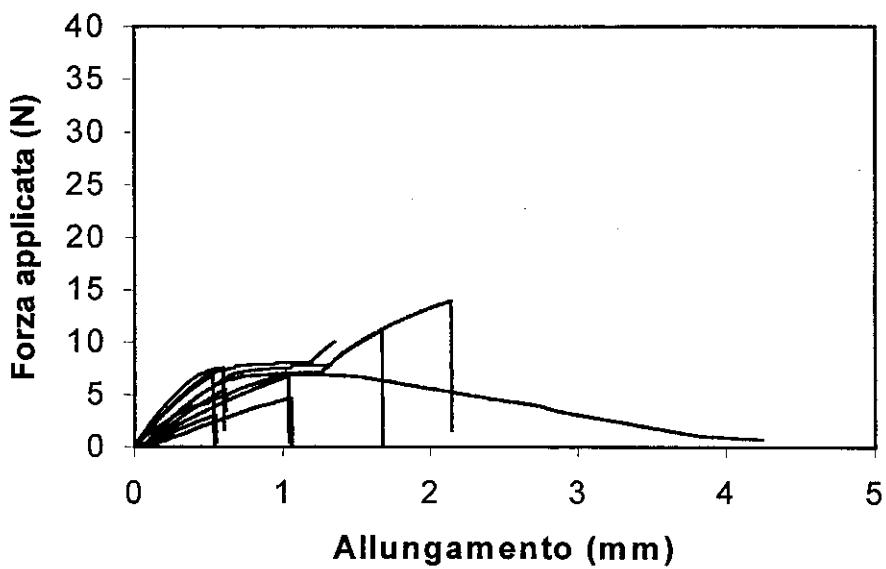


Figura 6. – Grafico delle 10 curve rappresentative dei campioni di Aelite Flo polimerizzato a 10 s

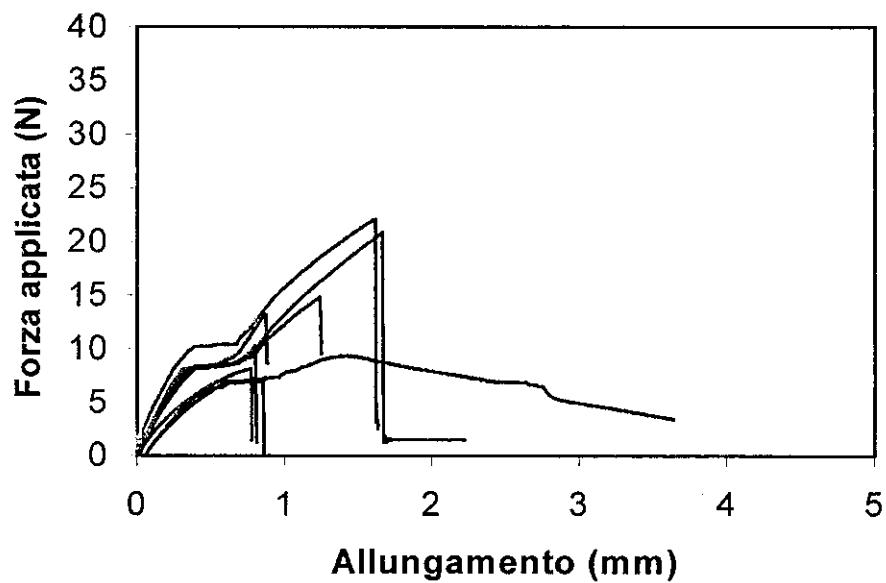


Figura 7. – Grafico delle 10 curve rappresentative dei campioni di Aelite Flo polimerizzato a 20 s

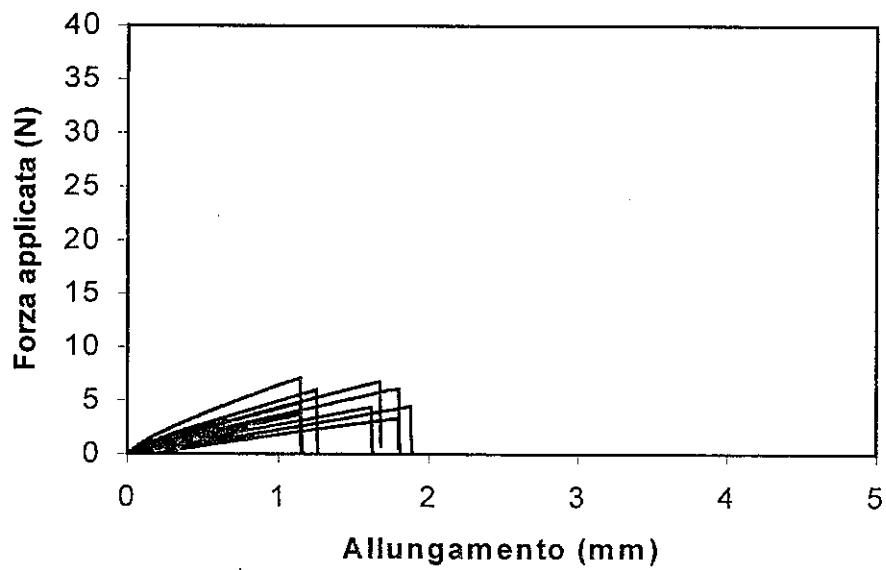


Figura 8. – Grafico delle 10 curve rappresentative dei campioni di ProtectLinerF polimerizzato a 10 s

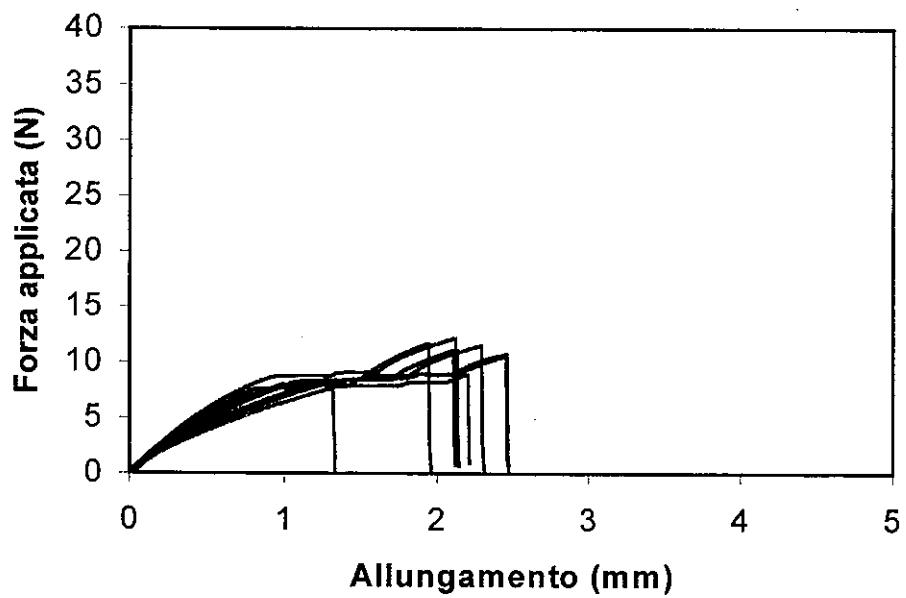


Figura 9. – Grafico delle 10 curve rappresentative dei campioni di ProtectLinerF polimerizzato a 20 s

giungere alla rottura. Tutti i campioni presentano il periodo di strizione seppure con valori del carico di rottura diversi, mentre i tratti rettilinei e di snervamento rappresentano le zone in cui esiste una certa sovrapponibilità tra le varie curve. I valori del carico di rottura sono nettamente superiori nei campioni polimerizzati a 20 s rispetto a quelli a 10 s.

Anche per i campioni di Revolution esiste una netta eterogeneità tra quelli polimerizzati a 10 e quelli a 20 s. I campioni polimerizzati a 10 s (Fig. 10) sono caratterizzati da curve che presentano un andamento curvilineo prima di giungere alla rottura. Per cui i campioni passano per i vari campi di deformazione prima di giungere al cedimento, ma il passaggio da un campo all'altro non è così netto come per gli altri materiali. Tutti i campioni non presentano un periodo di strizione e soltanto due campioni hanno ceduto subito dopo il periodo di proporzionalità diretta.

I campioni di Revolution a 10 s di polimerizzazione sono inoltre abbastanza omogenei per quel che riguarda l'andamento delle curve, mentre i valori degli allungamenti e dei carichi di rottura si diversificano nessun campione presenta un periodo di snervamento.

A differenza dei precedenti, i campioni di Revolution a 20 s di polimerizzazione (Fig. 11) presentano delle curve con un andamento che mostra come tutti i campioni siano passati per i vari stadi di deformazione prima di giungere alla rottura. Per oltre il 50% dei campioni è evidenziabile il periodo di strizione mentre altri hanno ceduto subito dopo il periodo di snervamento. Circa la metà dei campioni presentano valori di allungamento al carico di rottura molto vicini, oscillanti da 1 e 1.2 mm.

Confrontando le curve dei vari materiali risulta che, mentre i campioni di Aeliteflo e del materiale Sperimentale, ad entrambi i tempi di polimerizzazione, presentano un andamento pressoché uguale, seppure con valori diversi, questa similitudine non è riscontrabile nel Protect Liner F e nel Revolution.

I campioni di resine composite analizzate in questo studio sono state fatte polimerizzare ponendo il puntale della lampada polimerizzante a contatto con il capillare di vetro che è servito da stampo per il campione. Possiamo considerare trascurabile (comunque inferiore ad 1 mm) lo spessore del capillare; inoltre, il vetro è un materiale che non

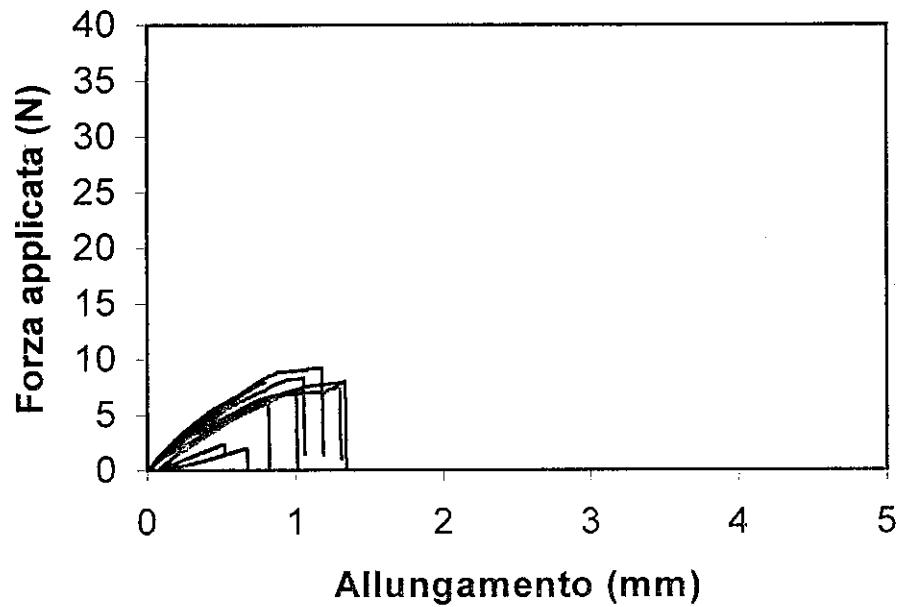


Figura 10. – Grafico delle 10 curve rappresentative dei campioni di Revolution polimerizzato a 10 s

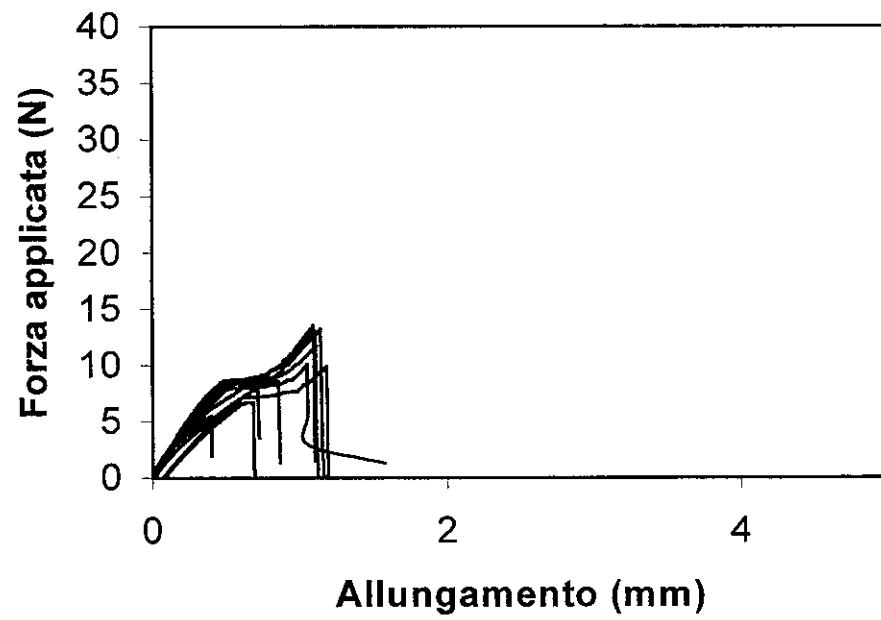


Figura 11. – Grafico delle 10 curve rappresentative dei campioni di Revolution polimerizzato a 20 s

ostacola la diffusione delle radiazioni elettromagnetiche anzi si comporta come una fibra ottica trasmettendo la radiazione per tutta la sua lunghezza, nonostante la fonte luminosa fosse applicata su una estremità soltanto.

Per una valida polimerizzazione delle resine composite è stato stabilito che la sorgente luminosa non deve essere posta ad una distanza superiore ad 1 mm (32). Infatti l'intensità luminosa risulta essere inversamente proporzionale al quadrato della distanza (33). Questo significa che se la distanza raddoppia l'intensità luminosa diventa quattro volte inferiore.

Questo parametro è da considerare quando si devono fotopolimerizzare resine composite in prossimità di un box prossimale di una cavità di II classe con profondità di 2.5 mm. Se consideriamo 0.5 mm lo spessore di utilizzo clinico di tali resine, in queste circostanze ponendo il puntale della lampada a contatto con il dente, la distanza fra il puntale e la superficie della resina composita è di 2 mm. Ciò sta ad evidenziare che polimerizzando a queste distanze per 10 s è come se avessimo polimerizzato il materiale per 2.5 s ponendolo a 1 mm dalla sorgente fotopolimerizzante. Da questi risultati si evince che per ottenere le stesse caratteristiche dei campioni da noi polimerizzati per 10 s occorrono 40 s di fotopolimerizzazione nelle circostanze cliniche sopra riportate.

Un altro fattore da considerare è la forza di contrazione che i composti generano al momento della loro polimerizzazione che tende a distaccarli dalla cavità: è ovvio quindi che saranno le resine a basso modulo di elasticità, interposte tra il composito impiegato per il restauro e la superficie dentale, che dovranno contrastare tale forza. Questo valore ammonta, per alcuni autori, a circa 18-20 MPa (22).

Questo valore risulta essere superiore ai valori del carico di rottura dei campioni dei vari materiali ad entrambi i tempi di fotopolimerizzazione, ad eccezione del materiale Sperimentale che presenta valori di tensione a rottura superiori a 18-20 MPa, sia a 10 sia a 20 s di polimerizzazione. Inoltre, è l'unico materiale che presenta il valore del modulo di Young più alto, ad entrambi i tempi di polimerizzazione: 4.8 MPa a 10 s e 5.2 a 20 s.

### 3.6 Conclusioni

L'impiego clinico di restauri in resina composita sembra aver risolto l'esigenza dell'esteticità delle cure dentali presentando pur tuttavia il problema della microfessura che si instaura tra il materiale estetico ed il substrato dentale a causa della contrazione da polimerizzazione che caratterizza questi prodotti. Negli ultimi anni la ricerca si è adoperata per trovare una risoluzione al problema del raggiungimento del sigillo marginale; obiettivo indispensabile per impedire che i batteri, passati attraverso la microfessura, penetrino nei tubuli dentinali, provocando una degenerazione dell'organo pulpo-dentinale e recidiva della carie (34).

Per ridurre la microinfiltrazione sono state proposte alcune metodiche operative rivolte a modificare il procedimento di polimerizzazione riducendo l'entità di contrazione del materiale ed alcuni autori si sono proposti di migliorare il legame tra composito e substrato dentinale, per mezzo di agenti adesivi (35).

Qualora lo stress di contrazione non possa essere sufficientemente ridotto, per scorrimento (flow) più o meno libero del materiale da restauro durante la polimerizzazione, la soluzione andrà ricercata modificando le proprietà del materiale (36):

Recentemente si è dimostrata l'esistenza di una forte correlazione tra il miglioramento della chiusura marginale e la plasticità del materiale da restauro. L'ottimizzazione della chiusura marginale è stata resa possibile mediante l'introduzione di sistemi *liner*-adesivi a basso modulo di elasticità (21). In questo studio abbiamo ottenuto interessanti risultati sottponendo alla prova di trazione tre resine composite a basso modulo di elasticità reperibili in commercio, ed una Sperimentale, fotopolimerizzandole con tempi di 10 e 20 s, perché nella sperimentazione eseguita la distanza tra il puntale della lampada ed il campione è stata inferiore ad 1 mm, situazione, questa, lontana da quella riscontrabile in situazioni cliniche soprattutto quando si devono trattare box prossimali di cavità di II classe, dove la distanza è in genere non inferiore a 25 mm. Questo ci ha portato a ridurre

i tempi di polimerizzazione per ottenere dei risultati sovrapponibili alle condizioni operative.

I dati ricavati dalla sperimentazione dimostrano che a 10 s di polimerizzazione i materiali sono caratterizzati da proprietà meccaniche che permettono loro di giungere alla rottura senza passare per i vari stadi di deformazione. Tali comportamenti si riscontrano in percentuale inferiore nei campioni fotopolimerizzati per 20 s, anche se persiste una certa eterogeneità. Questi risultati ci permettono di affermare che il materiale Sperimentale possiede buone proprietà meccaniche mentre i prodotti del commercio, se polimerizzati con i tempi consigliati dalle case produttrici, probabilmente non raggiungono un grado di polimerizzazione, ovvero una reticolazione interna del prodotto, idoneo per soddisfare gli usi clinici.

Infatti, i prodotti commerciali hanno presentato valori di rottura alla trazione inferiori alle forze di tensione generate dalla contrazione dei compositi. Questo sta ad evidenziare che se venissero utilizzati clinicamente come *liner* elastici, la contrazione del composito sarebbe sufficiente a provocarne la rottura, compromettendo il sigillo.

In conclusione, pensiamo che tempi di fotopolimerizzazione convenzionali (40 s) non siano consigliabili nell'utilizzo clinico di questi materiali per la loro incapacità di contrastare le forze di contrazione.

Queste affermazioni sono state enunciate sulla base di studi condotti *in vitro* occorrerebbe verificarne la veridicità nelle applicazioni *in vivo*.

**Bibliografia:**

- 1) NEGRI, P.L., ERAMO, S. *I Compositi.* I materiali dentari nella pratica quotidiana, 1991. 59-68p.
- 2) NEGRI, P.L., DELLA VENTURA, A., ERAMO, S. *I compositi.* Materiali Dentari. ed. Uses, 1992. 312-41p.
- 3) IACOBELLI, L., IANNICIELLO, L., IANNICIELLO, G., IACOBELLI, L.M. Il pH dei compositi prima e dopo la polimerizzazione. *Il Dentista Moderno* 1993, 7: 1066-7.
- 4) SIMIONATO, F. *Materiali compositi.* Tecnologia dei materiali dentali. ed. Piccin Vol I, Tomo I, 1985. 327-40p.
- 5) BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dent. Res.* 1955, 34: 849-53.
- 6) KETTER, W. Otturazioni in composito. *I dossier de: Il Dentista Moderno* 1991, 5: 44-62.
- 7) PHILLIPS, L. *Resine per restauri odontoiatrici.* Skinner's science of dental materials: ed. Saunders 1989. 216-47p.
- 8) LUTZ, F., PHILLIPS, R.W. Classificazione dei nuovi sistemi di resine composite: analisi e valutazione. *Dental Cadmos* 1985, 12: 13p.
- 9) CHRISTENSEN, G.J. Le metodiche attuali per l'impiego dei compositi. *Il Dentista Moderno* 1985, 6: 1027-41.
- 10) SUCCO, M., PEZZOLI, M. Inserti in vetroceramica nelle otturazioni in composito. *Il Dentista Moderno* 1996, 11: 17-23.
- 11) TOFFENETTI, F., VANINI L. I compositi nelle ricostruzioni estetiche. *Dental Cadmos* 1986, 4: 11-55.
- 12) RUYTER, I.E., OYSAED, H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol. Scand.* 1982, 40: 179-92.
- 13) Atti del XXIII Congresso Nazionale SIOCMF: *I cementi compositi: valutazioni sperimentali,* presentato da A. De Durante, et al., Bologna , 25-28 Marzo 1992. Masson (Ed.). 1992. 211-6 p.
- 14) DAVIDSON, C.L., DEE GEE, A.J. Relation of Polymerization contraction stresses by flow in dentinal composite. *J. Dental Res.* 1984, 63: 146-8.
- 15) CHAN, K.C., BOYER, D.B. Curing light-activate composite resins through dentin. *J. Prosthet. Dent.* 1985, 54: 643-5.
- 16) GOLDMAN, M. Polymerization shrinkage of resin-base restorative materials. *Australian Dental Journal* 1983, 8 (3): 156-61.
- 17) DARBYSHIRE, P.A., MESSE, L.B.R., DOUGLAS W.H. Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *J. Dent. RE* 1988, 67 (3): 555-7.

- 18) FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J. Dent. Res.* 1987, 66 (11): 1636-9.
- 19) GORACCI, G., MORI, G., CASA DE' MARTINIS, L. L'adesione dei compositi alla dentina. Aspetti microscopici. *Dental Cadmos* 1995, 19: 1-52.
- 20) GORACCI, G., MORI, G., CASA DE' MARTINIS, L. Valutazione della chiusura marginale dei compositi polimerizzati con due diversi metodi. *Dental Cadmos* 1993, 7: 50-63.
- 21) Odontoiatria Adesiva Oggi: Atti del II Simposio di S. Margherita Ligure. *Il controllo dello stress da polimerizzazione nei restauri in composito*, presentato da C.L. Davidson, 13-18 Giugno 1997. Masson (Ed.), 1997. 192-193 p.
- 22) ANDERLINI, G. Manuale per compositi e tecniche adesive. Bologna: Ed. Martina, 1993. 69p.
- 23) BOWEN, R.K.M., RAPSON, J.E., DICKSON, G. Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J. Dent. Res.* 1982, 61 (5): 654-8.
- 24) LUGLIE', P.F., BIANCIOTTI, R., CHESSA G. Gap marginale dei compositi dopo lucidatura. Studio allo stereomicroscopio. *Dental Cadmos* 1996, 7: 64-75.
- 25) HANSEN, E.K. Visible light-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. *Scand. J. Dent. Res.* 1982, 90: 329-35.
- 26) DE LANGE, C., BAUSCH, J.R., DAVIDSON C.K. The curing pattern of photo-initiated dental composites. *Journal of Oral Rehabilitation* 1980, 7: 369-77.
- 27) KEMP-SCHOLTE, C.M., DAVIDSON, C.L. Complete marginal scaling of class V resin composite restorations affected by increased flexibility. *J. Dent. Res.* 1990, 69: 1240-3.
- 28) KEMP-SCHOLTE, C.M., DAVIDSON, C.L. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J. Prosthet. Dent.* 1991, 64: 658-64.
- 29) NEGRI, P.L., RICCI, G., LOTITO, M., MASSAI, L. Ricerche su un cemento vetroionomerico fotoattivabile per ricostruzioni. *Dental Cadmos* 1993, 17: 13-52.
- 30) ERAMO, S., BARRACO G., FRASCHIN, M.I., NEGRI P.L. *Analisi microstrutturali e composite di due sistemi ionomero-vetrosi-metallici (SIVM)*.  
Atti del II Congresso Nazionale dei docenti di Odontoiatria. Marzo 1995. Roma.
- 31) HINOURAK, A., OSHIMA, Y., IWAOK. Effect of die material HVE and value on polymerization of direct resin inlays. *Int. J. Prosthet* 1993, 6: 225-58.
- 32) NEGRI, P.L., DELLA VENTURA, A. *Caratteristiche generali dei polimeri*.  
Materiali Dentari, ed. Uses 1992, 183-99.
- 33) ROCK, W.P. The use of ultra-violet radiation in dentistry. *Brit. Dent J* 1974, 136: 455-8.
- 34) GORACCI, G., MORI, G., PROIETTI PIORGO, R. Le giunzione amalgama-dente. L'uso dei moderni adesivi. *Dental Cadmos* 1995, 4: 13-44.

- 35) GORACCI, G., MORI, G., CASA DE' MARTINIS, L. Otturazioni in composito ed adesione alle strutture dentarie. *Dental Cadmos* 1993, 8: 60-84.
- 36) Odontoiatria Adesiva Oggi: Atti del II Simposio di S. Margherita Ligure: *Stress da contrazione del composito e sua riduzione mediante polimerizzazione ad impulsi*, presentato da SuHi Byoung. S. Margherita Ligure (GE), 3-7 Giugno 1997. Masson (Ed.), 1997. 1112-113 p.

*Direttore dell'Istituto Superiore di Sanità  
e Responsabile scientifico: Giuseppe Benagiano*

*Direttore responsabile: Vilma Alberani*

*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, marzo 2000 (n. 1) 4° Suppl.*

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