

Massimo Gagliani & Massimo Simone

**La fotopolimerizzazione di  
materiali compositi in  
odontoiatria: elementi di clinica**



# Presentazione

Prof. Massimo Gagliani  
Università degli Studi di Milano  
Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria  
DIS – San Paolo – Milano



Polimerizzazione di qualità

La qualità nel processo di conversione dei materiali compositi è collegata in modo sostanziale con la loro resa cromatica, con la loro durata nel tempo e con la loro funzione nel cavo orale. La fotopolimerizzazione dei materiali resinosi è uno dei processi più comuni nella pratica quotidiana ed è utilizzato per porre in atto varie procedure cliniche: basti pensare a quanto spesso si ricorre all'uso degli adesivi smalto-dentinali; quanto è comune la realizzazione di restauri diretti e indiretti della corona del dente; quanto è frequente la cementazione adesiva delle ritenzioni intracanalari.

Il processo di conversione (da monomero a polimero) tipico dei materiali compositi è reso possibile dalla presenza, nella composizione del materiale per restauro, di composti chimici – i fotoiniziatori – che, opportunamente attivati dall'energia luminosa, innescano il fenomeno fisico-chimico della polimerizzazione.

Gli strumenti a disposizione del clinico per effettuare questa operatività sono molteplici anche se, attualmente, si osserva un incremento della diffusione delle sorgenti luminose che sfruttano la luce emessa da LED nella lunghezza d'onda del colore blu.

L'energia erogabile da parte delle lampade fotopolimerizzatrici varia a seconda del tipo di strumento utilizzato, dei programmi di attivazione e dei puntali diffusori della luce. Pur tuttavia, gli elementi fondamentali, affinché l'energia erogata sia idonea a rendere il possibile processo di polimerizzazione, sono tre: la potenza dell'emissione luminosa, il tempo di erogazione e la distanza della sorgente rispetto alla massa di materiale da polimerizzare.

Attraverso la valutazione delle evidenze di carattere sperimentale, e anche compiendo un accurato lavoro di revisione della letteratura, è possibile rendersi conto che il tempo di polimerizzazione e le interferenze, spesso inevitabili, che il fascio luminoso subisce lungo il proprio tragitto possono inficiare la qualità della conversione dei materiali compositi e produrre, per conseguenza, quell'inadeguatezza funzionale che a volte compromette la durata nel tempo dei restauri.



Quality in polymerization process

Resin composite conversion, i.e. the transformation from semisolid monomers in rigid polymers, is mediated by photoinitiators, activated by energy produced by light in the blue wavelength of the visible spectrum.

Resin composite conversion is a physical chemical process related to three main factors: power of the curing device, time and distance between the curing light and the dental material to be converted.

Actually most of the curing devices are based on blue LED lamp, slightly different for wavelength, type, programs of activation and tip features.

Aim of this lecture is to give a rough idea on some experimental evidences, literature reports and clinical experiences leading to compose a state of art and the current knowledge on light curing devices, resin composite conversion and their clinical implications

XV CONGRESSO INTERNAZIONALE  
QUALITÀ  
IN  
ODONTOIATRIA E PROTESI DENTARIA  
Palazzo  
Riva del  
2012

[www.accademiaitalianadiconservativa.it](http://www.accademiaitalianadiconservativa.it)

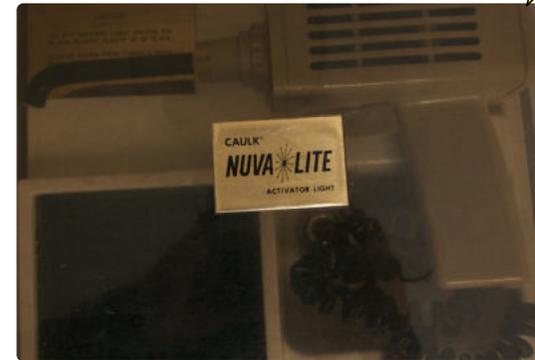
## Cenni storici sulla polimerizzazione dei materiali compositi

### Le tappe storiche sull'uso dei materiali compositi in odontoiatria

1. Bonocore (1955) utilizza la mordanatura dello smalto per rendere possibile un legame con un materiale resinoso
2. Fine anni '60 i primi materiali compositi autopolimerizzanti vengono immessi sul mercato
3. La prima fonte luminosa a raggi UV per indurire i compositi viene immessa sul mercato
4. Nel 1978 la Imperial Chemical Industry (ICI) mette a punto un composito che, con un opportuno fotoiniziatore (Canforochinone), può essere indurito attraverso la luce blu
5. L'avvento delle lampade fotopolimerizzatrici a luce alogena
6. 1995 Plasma-ARC: da un'evoluzione tecnologica del bulbo emittente luce si realizzano lampade fotopolimerizzanti ad alto irraggiamento
7. Inizia l'era delle lampade LED intorno alla fine degli anni '90

All'inizio degli anni '70, con l'intento di ampliare e migliorare l'impiego dei materiali compositi, già peraltro disponibili sul mercato nelle forme autopolimerizzanti, fu commercializzato il primo composito fotoattivabile. La novità era costituita dall'impiego di una lampada a emissione di luce che, producendo un fascio luminoso nella regione spettrale dell'ultravioletto, erogava l'energia necessaria alla progressione della reazione di polimerizzazione del materiale. Questo primo composito fotoattivabile, una volta polimerizzato, aveva caratteristiche meccaniche discrete e una resa estetica accettabile; ma la scarsa penetrazione dei raggi ultravioletti nelle parti profonde della massa del materiale e i supposti effetti collaterali sui tessuti biologici, legati all'emissione di raggi con tale frequenza, ne limitarono l'impiego in campo clinico.

Sul finire degli anni '70 e nel corso dei primi anni '80, i produttori, dopo aver modificato il sistema di fotoiniziazione del materiale composito, commercializzarono dei materiali resinosi che potevano essere polimerizzati per mezzo di un fascio luminoso disposto nello spettro visibile: i



fotoni emessi dal puntale della lampada per fotopolimerizzazione avevano una lunghezza d'onda compresa tra 450–475 nm e una frequenza posta nell'intervallo tra 631–668 THz. Il fascio luminoso emesso dalle lampade per fotopolimerizzare questi materiali compositi apparteneva dunque allo spettro del blu. Per ottenere questo tipo di emissione luminosa le prime lampade fotopolimerizzatrici, che erano dotate di lampadine a bulbo con filamento in tungsteno (Quartz Tungsten Halogen Lights o QTH-Lights; in italiano, più semplicemente, lampade alogene), furono dotate di un sistema di

filtratura che poteva essere attraversato soltanto da una frazione specifica dello spettro visibile.

Successivamente, alle sorgenti di tipo alogeno, vennero affiancate sorgenti luminose di altro tipo: le luci ad arco di plasma (Plasma Arc Lights). Le lampade dotate di queste sorgenti erano in grado di erogare potenze luminose di molto superiori rispetto a quelle fornite dalle lampade alogene e, in base a quanto affermato dagli stessi produttori, avrebbero consentito di polimerizzare il materiale composito impiegando tempi notevolmente inferiori. Pur tuttavia, molte ricerche hanno successivamente dimostrato che i tempi di polimerizzazione proposti dai fabbricanti di lampade "Plasma-Arc" non soltanto sono insufficienti per garantire un grado di conversione adeguato ma variano notevolmente in relazione alla composizione del materiale da convertire. A causa degli elevati costi e in virtù di considerazioni sulle effettive potenzialità d'impiego, rivelatesi ben presto inferiori alle aspettative, la produzione e la diffusione di queste lampade hanno subito un rapido decremento: attualmente le lampade ad arco di plasma sono utilizzate in ambiti ristretti e specifici, soprattutto in ortognatodonzia (fissazione di attacchi ortodontici) e in trattamenti di cosmetica dentale (sbiancamenti).

Nello stesso giro di anni in cui furono commercializzate le lampade "Plasma-Arc", alcune sorgenti QTH vennero modificate e iniziarono a esprimere prestazioni, in termini di emissione di luce utile alla polimerizzazione, di tutto rispetto mantenendo, peraltro, costi di produzione decisamente inferiori.

Con il passare degli anni, considerando il fatto che tutti i materiali fotopolimerizzabili contenevano il medesimo sistema di

attivazione – basato sul canforochinone come fotoiniziatore (una molecola fotosensibile per energie luminose nello spettro caratteristico della luce blu) – le industrie produttrici si sono orientate verso la costruzione di sorgenti luminose dotate di emissioni di luce sempre più specifiche per questo sistema di fotoattivazione.

Negli ultimi anni è stato messo a punto un nuovo tipo di lampade che si è affermato sul mercato piuttosto rapidamente. Queste nuove lampade sono il frutto di alcuni sviluppi delle conoscenze sui diodi a emissione di luce – LED (Light Emitting Diode). Dal punto di vista della storia della tecnologia non si tratterebbe propriamente di una novità, dacché i primi diodi in grado di emettere luce furono, sviluppati nel corso degli anni '50. Pur tuttavia, con questo tipo di sorgenti luminose è stato possibile attuare un progressivo processo di miniaturizzazione che ha



permesso all'industria di giungere alla costruzione di lampade fotopolimerizzatrici per uso odontoiatrico più maneggevoli e meno ingombranti. Al di là delle considerazioni, invero non secondarie, sulle dimensioni degli oggetti, la differenza sostanziale che distingue le sorgenti LED dalle precedenti lampade – siano esse alogene o Plasma-Arc – risiede nel fatto che queste ultime, come abbiamo già avuto modo di far notare, necessitano di un sistema di filtratura, mentre le lampade LED, emettendo soltanto fotoni con lunghezza d'onda compresa tra 400-500 nm, non devono essere dotate di alcun filtro. La maggiore efficienza dei LED e la specificità nell'emissione del fascio luminoso, sempre più ottimizzato per l'attivazione del canforochinone, hanno posto queste ultime lampade in una posizione di privilegio; tuttavia, le precedenti lampade siano esse dotate di sorgente alogena o "Plasma-Arc" hanno caratteristiche merceologiche e prestazionali tali da non consentirci di considerarle del tutto obsolete.

## Attuali orientamenti sui materiali fotopolimerizzabili

### FOCUS

1. La polimerizzazione dei materiali compositi è una procedura clinica che ha risvolti di carattere chimico-fisico assai complessi
2. Le modalità di polimerizzazione, che si sono sviluppate nel corso degli anni, sono risultate tutte più o meno efficaci
3. La scelta della lampada per polimerizzare può essere fondata su un insieme di considerazioni riguardanti l'emissione luminosa e la programmabilità
4. Le fasi cliniche della polimerizzazione devono essere eseguite con attenzione per ottenere risultati costanti e riproducibili



Sulla base di quanto espresso da Ferracane, lo sviluppo delle conoscenze in odontoiatria sarebbe frutto di molte interazioni: la più semplice da osservare è forse quella che intercorre tra le recenti scoperte scientifiche e il loro consolidamento in ambito clinico. Non è infrequente, infatti, trovare delle opzioni terapeutiche, valide negli studi di laboratorio, ma scarsamente applicabili da un punto di vista clinico. A ciò bisognerebbe aggiungere una considerazione sul fatto che, alcune opportunità di cura, necessitano di abilità cliniche non facilmente riscontrabili negli operatori o di tempi operativi non sempre considerati accettabili.

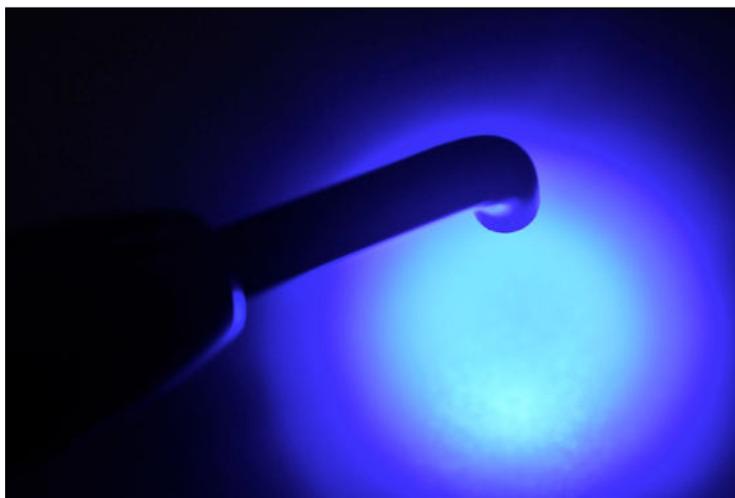
Si delineano, quindi, due livelli di conoscenza differenti: quello che informa lo stato dell'arte (state of art) e quello che definisce i requisiti clinico-terapeutici (standard of care).

Il primo livello di conoscenza è caratterizzato da una dinamica vivace e, per certi versi, poco stabile, proprio perché è soggetta ai continui aggiornamenti prodotti sul fronte della ricerca sperimentale. Il secondo livello di conoscenza, pur essendo anch'esso caratterizzato da certi sviluppi dinamici, si trasforma ed evolve sulla base di acquisizioni più consolidate nel tempo e

ripetutamente vagliate dall'applicazione di protocolli clinici considerati riproducibili.

L'evoluzione delle conoscenze nell'ambito delle tecniche di polimerizzazione dei materiali compositi non si discosta da questo modello di evoluzione della conoscenza medica. L'evoluzione in questo ambito dipende, per un verso, dalle trasformazioni riguardanti la chimica dei materiali compositi; per l'altro è conseguenza dell'affinamento dei sistemi di erogazione dell'energia luminosa.

Abbiamo già avuto modo di dire che le lampade polimerizzatrici per uso clinico possono essere divise in tre grandi categorie: le lampade a base "alogeni", le lampade a base "plasma" e le lampade LED. Si illustrerà meglio nel terzo capitolo la peculiarità di ogni categoria di lampada polimerizzatrice; in ogni caso, si possono considerare valide per l'uso clinico, e dunque in grado di



rispettare lo "standard of care", tutte quelle lampade che sono in grado di erogare potenze superiori a 600 mW/cm<sup>2</sup>. D'altra parte, dovrebbe risultare chiaro fin d'ora che per completare al meglio il processo di conversione del materiale composito non basta affidarsi alla mera valutazione della potenza erogata da una lampada; dev'essere piuttosto cura del clinico valutare tempi e modalità di applicazione dell'energia luminosa considerando, caso per caso, le condizioni cliniche contingenti. Un parametro decisivo è comunque rappresentato dal tempo di polimerizzazione che, per le caratteristiche dei materiali compositi attualmente in uso, non risulterà mai sovrabbondante; anzi, nella maggior parte dei casi, dovrà essere superiore a quello indicato dalle stesse case produttrici. In altre parole, se è vero che non si corre mai il rischio di polimerizzare in eccesso il composito o l'adesivo smalto-dentinale, occorre piuttosto preoccuparsi di evitare una conversione inadeguata dei materiali conseguente a un'insufficiente erogazione di energia. Come è facile immaginare, un deficit può essere principalmente dovuto a due fattori, peraltro entrambi controllabili dal clinico: il tempo di erogazione e la quantità di energia erogata. Tempi troppo brevi, quantità di energia ridotte o la compresenza di queste due condizioni pregiudicano, spesso in maniera decisiva, il grado di conversione dei materiali compositi fotopolimerizzabili. Le conseguenze di una tale evenienza si riflettono inevitabilmente sulle caratteristiche meccaniche, estetiche e funzionali dei nostri restauri.

## CAPITOLO 2

# Applicazioni cliniche dei processi di fotopolimerizzazione

Le applicazioni cliniche che coinvolgono il processo fisico-chimico della fotopolimerizzazione in odontoiatria sono numerose. L'impiego corretto delle tecniche di fotopolimerizzazione consente di soddisfare i requisiti di efficacia, validità e riproducibilità ("standard of care"). Un'applicazione, che si riveli il più possibile rispettosa dei parametri che definiscono gli standard qualitativi, rende predicibile anche l'esito delle nostre procedure cliniche. Dalla sigillatura dei solchi occlusali alla realizzazione di restauri diretti e indiretti, dalla cementazione di ritenzioni endocanalari financo agli sbiancamenti, il clinico si avvale della luce emessa dalle lampade fotopolimerizzatrici per veicolare l'energia necessaria all'innesco delle reazioni di polimerizzazione. Come spesso accade in odontoiatria, procedure differenti prevedono l'uso di materiali dedicati e ottimizzati per precise applicazioni. Nella tabella 1 sono riassunte le differenti applicazioni nelle quali si impiegano i materiali fotopolimerizzabili e le lampade fotopolimerizzatrici.

TABELLA 1

SIGILLATURA DEI SOLCHI OCCLUSALI  
FISSAZIONE DI ATTACCHI ORTODONTICI  
RESTAURI DIRETTI IN COMPOSITO  
ANTERIORI  
POSTERIORI  
V CLASSI  
CEMENTAZIONE DI RICOSTRUZIONI INDIRETTE  
INLAY - ONLAY - OVERLAY  
CEMENTAZIONE DI PERNI ENDOCANALARI  
SBIANCAMENTI (denti singoli e/o arcate)  
FISSAZIONI DENTALI (SPLINT)



In questa trattazione non saranno approfonditi i temi riguardanti gli sbiancamenti, i sigillanti e l'adesione di attacchi ortodontici allo smalto, mentre ci soffermeremo sull'impiego dei materiali resinosi compositi per il restauro di denti che abbiano subito una perdita, più o meno consistente, di tessuto smalto-dentinale per patologie cariose.

Questi restauri si realizzano applicando differenti procedure operative, è necessario pertanto tener conto delle indicazioni specifiche richieste da ogni singola modalità attuativa. È tuttavia importante sottolineare che esistono alcuni principi che hanno valenza del tutto generale e che le regole fisiche alla base del processo devono essere rispettate in qualsivoglia frangente clinico; il fine, al postutto, resta sempre il medesimo: ottenere la polimerizzazione dei materiali nel modo più adeguato possibile.

Poiché l'oggetto di questo scritto è la polimerizzazione dei materiali compositi utilizzati in odontoiatria conservatrice, cercheremo di fornire un quadro il più possibile completo per quanto riguarda:

- le caratteristiche dei materiali compositi e dei sistemi adesivi smalto-dentinali
- le caratteristiche delle sorgenti luminose che rendono possibile il processo di fotopolimerizzazione
- i problemi di natura fisica e alcuni fenomeni di natura chimica legati al processo di fotopolimerizzazione
- le modalità cliniche di impiego delle sorgenti polimerizzatrici nelle tecniche di ricostruzione diretta in materiale composito

- le modalità cliniche di impiego delle sorgenti polimerizzatrici nelle tecniche di ricostruzione indiretta in materiale composito



Per cortesia del Prof Antonio Cerutti

# I sigillanti

## FOCUS

1. La sigillatura dei molari permanenti rimane una pratica preventiva di grande rilevanza
2. I materiali per sigillatura dedicati possono essere impiegati sia nella forma trasparente sia nella forma colorata
3. L'impiego di materiali come i compositi fluidi può essere consigliabile per avere un migliore controllo della estensione della sigillatura

L'uso di materiali resinosi per prevenire la carie dentale è una pratica clinica ormai consolidata. Il riempimento dei solchi delle superfici occlusali dei molari permanenti inferiori, con composito fluido, è un presidio efficace per prevenire l'insorgenza di lesioni cariose, particolarmente nei soggetti a elevato rischio di carie.

Lo sviluppo di nuove tecniche di applicazione e l'evoluzione dei materiali compositi impiegati consentono, oggi, di effettuare la sigillatura di un molare in tempi rapidi potendo, tra l'altro, contare su una stabilità dimensionale che, soprattutto in valutazioni nel lungo periodo, si è rivelata assai maggiore rispetto a quella riscontrabile nei materiali prodotti solo pochi anni fa. I compositi per le sigillature attualmente disponibili sul mercato sono fotopolimerizzabili, proprio perché le lampade fotopolimerizzatrici di recente produzione sono in grado di



Per cortesia del Prof Franco Brenna



convertire il composito, sia esso a indurimento duale o totale, entro pochi secondi dall'applicazione sulla superficie dentale. Come è noto, i compositi per sigillatura presentano una quantità di riempitivo meno accentuata rispetto ai materiali da restauro.

## Gli apparecchi ortodontici fissi

### FOCUS

1. L'uso di materiali compositi polimerizzabili dedicati all'uso ortodontico è più consigliabile
2. I materiali compositi per ortodonzia solitamente hanno una quantità di riempitivo inorganico bassa ed una manipolabilità migliore
3. I compositi per "incollaggio" di attacchi ortodontici possono essere polimerizzati per transilluminazione, essendo molto facilmente convertibili

Il fissaggio degli attacchi ortodontici per trattamenti multibande è ormai una prassi consolidata da oltre trent'anni; è invece più recente l'impiego di materiali fotopolimerizzabili per eseguire questa operatività. I compositi impiegati sono trasparenti e hanno una quantità di riempitivo modesta. In virtù delle loro caratteristiche fisico-chimiche, questi materiali dedicati alle applicazioni in ortodonzia, sono facilmente polimerizzabili, anche per trans-illuminazione mediata dalle strutture dentali. Per ottenere elevati gradi di conversione, anche per trans-illuminazione, è altamente consigliato l'uso di lampade fotopolimerizzatrici a elevata potenza. Queste lampade, spesso dotate di una sorgente luminosa a base "Plasma-Arc", rendono più rapide le fasi cliniche di adesione degli attacchi perché consentono di ottenere un rapido indurimento del materiale composito. Gli effetti secondari, per esempio lo stress da contrazione generato dalla polimerizzazione rapida, hanno scarso significato clinico in questi frangenti e producono una ridotta influenza sulle interfacce tra lo smalto, il materiale resinoso, e la superficie interna dell'attacco, anche in virtù



della ridotta massa di materiale impiegato per realizzare il fissaggio di ogni singolo attacco ortodontico.

## I restauri diretti in composito

### FOCUS

1. La pratica clinica dei restauri diretti è molto comune ed è quella che richiede maggiori attenzioni
2. La fotopolimerizzazione dell'adesivo riveste un ruolo cardine nel contesto generale del restauro
3. Le tecniche di apposizione incrementale (layering) del composito sembrano non essere influenti sul grado di conversione del materiale
4. Le polimerizzazioni a graduale emissione di energia luminosa possono essere utili solo in un ristretto numero di casi

La realizzazione di restauri diretti in composito è l'applicazione principale delle lampade fotopolimerizzatrici. Attualmente non è più nemmeno concepibile l'idea di praticare l'odontoiatria restaurativa diretta senza l'ausilio dei compositi e delle lampade fotopolimerizzatrici. Sono state sviluppate numerose tecniche di polimerizzazione che è bene rispettare e applicare con scrupolo durante le fasi cliniche di stratificazione del materiale composito. Anche le tecniche di apposizione incrementale e di stratificazione sono state oggetto di numerosi studi realizzati presupponendo, anzitutto, che sarebbe stato almeno possibile, se non addirittura facile, individuare modalità procedurali più efficaci di altre. Il fatto che, invece, non sia stato possibile definire una procedura univoca che informi le manovre cliniche di stratificazione del composito prova quanto sia difficile discriminare e valutare il ruolo delle variabili in gioco, anche nelle condizioni scrupolosamente controllate che si realizzano nei laboratori sperimentali. È tuttavia



un'evidenza prodotta da molte ricerche eseguite in ambito clinico che lo "standard" qualitativo minimo, raggiungibile anche da operatori poco esperti, sia ormai piuttosto elevato, quantomeno in condizioni cliniche non troppo complesse. Numerosi studi longitudinali testimoniano della bontà dei risultati raggiunti grazie anche all'evoluzione dei sistemi adesivi, dei materiali compositi e al perfezionamento delle lampade polimerizzatrici.

# I restauri indiretti in composito

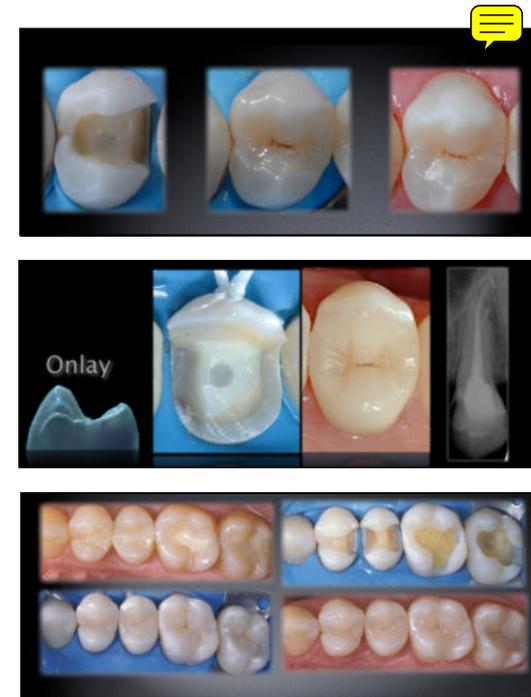
## FOCUS

1. Le ricostruzioni indirette in composito sono una valida alternativa alle ricostruzioni protesiche totali
2. Il risparmio di tessuto dentale si traduce in un allungamento del ciclo di vita dell'elemento dentale
3. L'impiego di materiali già polimerizzati in laboratorio limita le problematiche legate alla conversione intraorale dei materiali compositi a comparti molto limitati
4. Le tecniche di polimerizzazione con sorgenti luminose ad elevata potenza e con tempi di erogazione lunghi costituiscono la base per ottenere risultati riproducibili e di qualità

Nati per ovviare ad alcune debolezze strutturali dei materiali compositi applicati in modo diretto, i restauri indiretti hanno trovato sempre maggiori indicazioni per quanto riguarda la ricostruzione parziale delle corone dei denti situati nei settori posteriori. La possibilità di avere materiali fortemente convertiti, quindi con caratteristiche fisico-chimiche ottimali, e soprattutto la possibilità di fare aderire il manufatto al substrato smalto-dentinale con spessori di composito minimali, rende queste tecniche molto efficaci, riproducibili e realizzabili anche dagli operatori meno esperti.

Sviluppi recenti, per quanto riguarda la produzione dei compositi e dei sistemi adesivi, hanno consentito di perfezionare non solo le modalità di cementazione ma anche le tecniche di polimerizzazione dei materiali che fungono da legante con i tessuti dentali. Le conseguenze di questi progressi si riflettono nel grado di affidabilità delle tecniche indirette.

Meritano un breve cenno anche le applicazioni dei restauri indiretti nei settori anteriori: faccette in ceramica, o in composito, sono attualmente in



Per cortesia del Prof Antonio Cerutti

grado di garantire risultati soddisfacenti anche nei casi in cui la resa estetica rappresenti un fattore molto importante.

## Le ritenzioni endocanalari

### FOCUS

1. L'impiego di materiali compositi all'interno del lume canalare è sempre oggetto di revisioni critiche
2. I perni in fibra, nelle varie foggie presenti sul mercato, paiono una valida alternativa alle ritenzioni canalari metalliche
3. La polimerizzazione intracanalare dei materiali compositi è oggetto di controversie
4. Il legame adesivo che si può ottenere nel lume canalare è inferiore rispetto a quello ottenibile nella dentina coronale

All'inizio degli anni '90, in seguito a considerazioni preliminari sulla biocompatibilità, sulle caratteristiche meccaniche e sulle qualità mimetiche dei perni in fibra, sono state condotte delle ricerche volte a verificare la possibilità di inserire delle ritenzioni cementate con metodiche adesive, all'interno dei canali radicolari dei denti trattati endodonticamente. I risultati delle ricerche hanno posto in evidenza che l'adesione alla dentina intracanalare è inferiore rispetto a quella raggiungibile all'interfaccia con la dentina coronale. Non di meno, l'utilizzo di perni in fibra è stato incoraggiato, soprattutto per due ragioni: anzitutto, perché il modulo elastico di questi perni è affine a quello della dentina; in secondo luogo, perché queste ritenzioni endocanalari mostrano una buona compatibilità con i sistemi adesivi. Adeguate procedure di polimerizzazione possono migliorare le caratteristiche del materiale composito impiegato per la cementazione, sebbene alcune incertezze sulla bontà e sull'effettiva durata del legame adesivo rendano questa procedura non scevra da insuccessi.



## Gli sbiancamenti

### FOCUS

1. Gli eventi traumatici o i restauri incongrui determinano sempre più spesso sgradevoli discromie
2. La rimozione dei materiali macroscopica e microscopica è indispensabile per ottenere un risultato finale valido
3. La rimozione microscopica si avvale di prodotti "foto-attivabili" che, in breve tempo, posso detergere i tubuli dentinali dai detriti organici ed inorganici
4. Un certa cautela va osservata per prevenire situazioni indesiderabili come i riassorbimenti radicolari

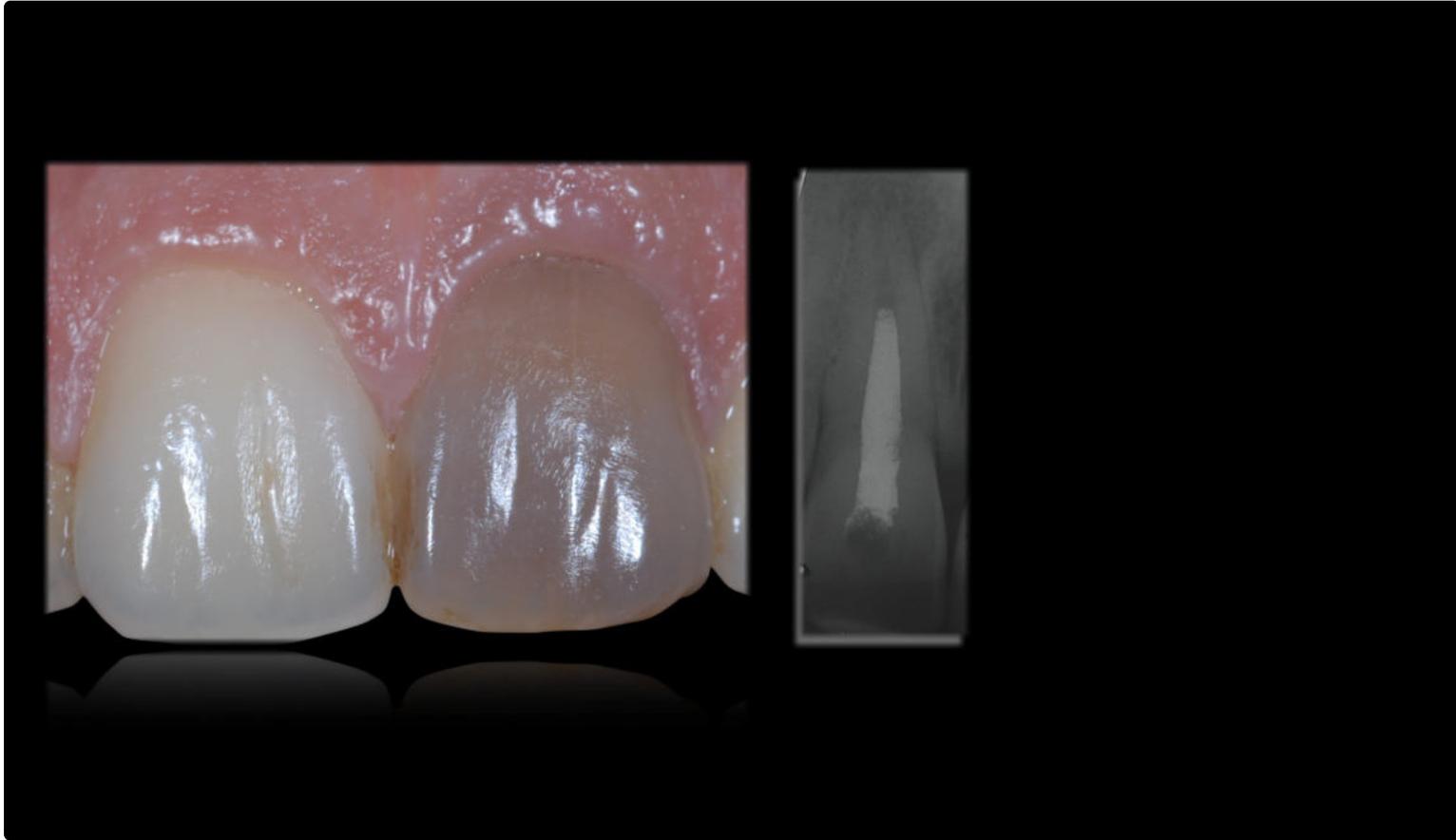
Gli eventi traumatici sono piuttosto frequenti soprattutto nei soggetti giovani. Tuttavia, tali accidenti sono, non di rado, misconosciuti o diagnosticati tardivamente. Può dunque accadere che si rivelino, come nel caso presentato nelle illustrazioni, solo a distanza di tempo attraverso fenomeni di alterazione cromatica degli elementi dentali coinvolti.

Non sono rare nemmeno le discromie dovute all'insufficiente detersione dello spazio endodontico (anche a livello della camera pulpare) durante i trattamenti canalari.

Sia nel caso in cui la discromia dipenda dalla presenza di residui e derivati dell'emoglobina, sia nel caso in cui il processo debba essere ascritto alla scarsa detersione durante un trattamento endodontico, è indicata una procedura di sbiancamento per ottenere una riduzione del grado di alterazione cromatica. Attualmente sono disponibili prodotti per sbiancamento la cui reazione chimica viene catalizzata per mezzo di lampade

fotopolimerizzatrici. Le procedure, da eseguirsi con adeguata protezione del paziente, portano a risultati interessanti, in tempi brevi e con buona stabilità nel tempo.





Per cortesia del Prof Antonio Cerutti



## Fissazioni dentali (splint)

### FOCUS

1. Le tecniche adesive sono utili in casi ricostruttivi con ridotto supporto parodontale
2. Il recupero di parti altrimenti perse di elementi dentali fornisce risultati a distanza ottimali
3. La riparabilità di realizzazione come queste le rende anche più durature nel tempo

La fissazione di più elementi dentali affetti da un'anomala mobilità, sia essa riconducibile a un trauma acuto o alla progressiva perdita di tessuto di sostegno, come accade per esempio nel caso della malattia parodontale, è attualmente una possibilità economicamente valida e talvolta necessaria al fine di preservare il maggior numero di denti possibile.

Ovviamente, le due indicazioni cliniche sono molto diverse tra loro. Il ricorso a una fissazione post-traumatica rappresenta, in genere, una soluzione transitoria e costituisce un presidio che si applica, per lo più, in soggetti giovani, quelli che più facilmente vanno incontro a traumi. Il fissaggio per motivi parodontali risponde invece a necessità diverse: sebbene sia stato dimostrato che la mobilità degli elementi dentali non sia una concausa determinante la patologia parodontale in assenza di

placca batterica, è altresì vero che questo tipo di condizione, nella pratica clinica, si riscontra soltanto in rarissime occasioni. In presenza di condizioni più frequentemente riscontrabili nella pratica clinica, sorge spesso la necessità di



Per cortesia del Prof Franco Brenna



preservare gli elementi dentali con parodonto compromesso grazie all'azione sinergica prodotta dalla fissazione di più elementi. Presidi clinici di questo tipo si possono realizzare impiegando compositi e fibre resinose.

Un evento traumatico, soprattutto nella prima e nella seconda infanzia, può aver per esito una frattura coronale. Una procedura indicata in casi di questo genere è rappresentata dal re-incollaggio dei frammenti coronali. Questa procedura, oltre a fornire risultati esteticamente interessanti, consente di preservare gran parte del tessuto smalto residuo.



Per cortesia del Prof Dino Re



## CAPITOLO 3

# I principi della polimerizzazione

Tutti i materiali compositi attualmente in commercio soddisfano ampiamente i requisiti richiesti dalla norma ISO 4049 che ne definisce le caratteristiche:  
Odontoiatria - Polymer-based restorative material

[http://www.iso.org/iso/iso\\_catalogue/catalogue\\_tc/catalogue\\_detail.htm?csnumber=42898](http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=42898)  
Odontoiatria - Polymer-based restorative material

Non è obiettivo di questo scritto fornire un quadro completo delle caratteristiche dei materiali compositi per uso dentale e dei sistemi smalto-dentinali impiegati per rendere possibile il processo adesivo; tuttavia, alcune informazioni di base sono fondamentali per comprendere il fenomeno della polimerizzazione.

Il materiale composito è formato da una resina, un agente legante e delle particelle di riempitivo.

Solitamente costituita da composti derivati dal metacrilato, ovvero Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA e dalle loro specifiche variazioni; ogni casa produttrice le impiega in percentuali differenti al fine di ottenere dei materiali che abbiano un più alto livello di conversione da monomero in polimero, con una coefficiente di contrazione inferiore al 3% ed una cinetica di contrazione che sviluppi lo stress minore possibile nei confronti delle interfacce.

### COMPOSITO FOTOPOLIMERIZZABILE

Resina (monomeri di Bis-GMA / Uedma / Tegdma)

Agente legante (Silano)

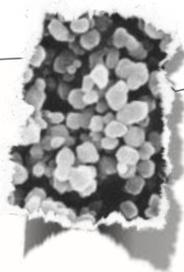
Particelle di riempitivo (Silicio, Bario e altri materiali)

Dimensioni variabili:

Macrofill: 50-10 micron  
Microfill: 40-50 nm  
Hybrid: 40nm+10-50 m

Small particle Hybrid

Midifill 1-10 m + 40 nm  
Minifill (Microhybrid) 0.6-1 m + 40 nm  
Nanofill 5-100 nm  
Nanohybrid (Minifill+Nanofill+Pre Polymerized Resin Filler)



## I FOTOINIZIATORI

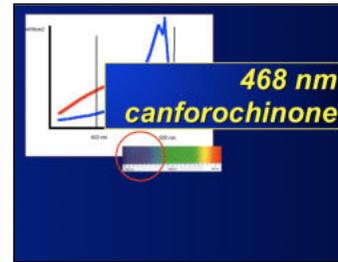
Con il termine di fotoiniziatore viene definito un composto chimico che, opportunamente "attivato" da una fonte di energia, determina la formazione di radicali liberi.

I radicali liberi determinano il processo di aggregazione dei monomeri in polimeri. Siccome l'energia per attivare questi composti è fornita dalla luce, il processo di aggregazione viene denominato foto-polimerizzazione.



Attualmente, l'iniziatore più impiegato è il Canforochinone (CQ), anche se diverse case produttrici stanno iniziando a impiegare altre molecole (indicate nella Tabella a fianco) per evitare, anzitutto, l'effetto cromogeno prodotto dall'intensa colorazione gialla del canforochinone che può alterare cromaticamente le tinte più chiare dei materiali compositi. Spesso vengono aggiunte nei compositi per uso odontoiatrico anche delle amine terziarie che svolgono la funzione di acceleratori.

Da questa breve descrizione si può facilmente capire quanto sia importante il ruolo del Canforochinone per quanto riguarda il processo di polimerizzazione. Ma è altrettanto fondamentale comprendere che la quantità di energia, erogata da un fascio luminoso a una determinata lunghezza d'onda, deve essere tale da rendere possibile la trasformazione dei monomeri in polimeri. Come è noto, la lunghezza d'onda ideale del fascio luminoso emesso dalle lampade fotopolimerizzatrici si colloca tra i 450 nm e i 500 nm.



- **CANFOROCHINONE (CQ)**

- **AMINE TERZIARIE (acceleratori)**

- **ALTRI FOTOINIZIATORI:**

**PPD** (1-phenyl-1,2-propanedione)

**Lucirin TPO** (monoacylphosphine oxide)

**Irgacure 819** (bisacylphosphine oxide)

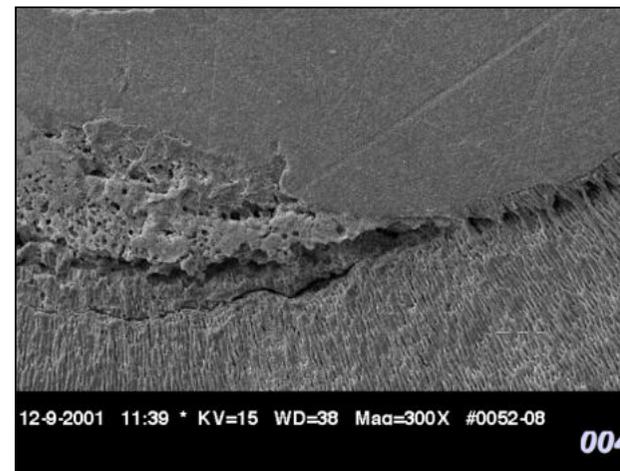
**OPPI** (p-octyloxy-phenyl-phenyl iodonium hexafluoroantimonate)

### Ruolo del Canforochinone (CQ)

Il Canforochinone (CQ) è un alfa-dichetone (di-2,3-diketo-1,7,7-trimethylnorcamphane) la cui caratteristica saliente, dal punto di vista chimico, è quella di possedere un gruppo di-carbonilico coniugato. La molecola ha un peso molecolare di 166 e un picco di assorbimento a 469 nm.

La lisi indotta dall'energia luminosa scinde il legame C-C, separa i gruppi carbonilici e forma due radicali liberi. Tuttavia, la "struttura a gabbia" della molecola del CQ non permette di rendere immediatamente disponibili i radicali liberi, utili alla reazione di polimerizzazione; pertanto, esso agisce meglio in presenza di un co-iniziatore che sia in grado di promuovere la formazione di radicali liberi più efficienti. Con questo obiettivo le amine terziarie, che agiscono come agenti riducenti o donatori di idrogeno, sono spesso integrate nel sistema di "fotoiniziazione" dei materiali compositi per uso dentale.

Non sempre il canforochinone, a causa della cromaticità elevata tendente al giallo, può essere incorporato nelle quantità ottimali per far iniziare la polimerizzazione. I materiali a cromaticità più chiara devono dunque essere polimerizzati per un periodo maggiore di tempo, dato che contengono minori quantità di Canforochinone.



# I sistemi adesivi

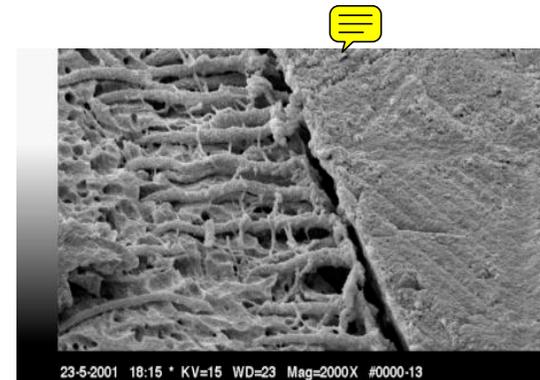
Prof Milena Cadenaro

## FOCUS

1. Numerose sono le tipologie di adesivi presenti sul mercato, ciascuna ha caratteristiche proprie, e modalità di conversione caratteristiche
2. Conoscere la composizione può aiutare a comprendere le problematiche legate al processo di conversione
3. I materiali per adesione smalto-dentinale possono convertirsi in modo differente a parità di energia luminosa ricevuta

L'obiettivo principale degli adesivi smalto-dentinali è quello di fare aderire ai tessuti dentari i materiali odontoiatrici resinosi. Ogni sistema adesivo è costituito da tre componenti principali: il mordenzante o etching, che prepara il substrato dentale all'adesione; il primer, una sostanza anfotera che unisce il substrato dentale idrofilo a quello resinoso idrofobo; il bonding, un componente resinoso che aderisce al tessuto dentario e che si lega anche al materiale resinoso da restauro.

Sono state ideate due strategie adesive per garantire l'adesione ai tessuti dentari, soprattutto alla dentina, che permettono di classificare i sistemi adesivi in: sistemi etch-and-rinse (E&R), che prevedono un pretrattamento separato dei tessuti dentari con un gel mordenzante acido che viene successivamente risciacquato; sistemi self-etch (SE), detti anche etch-and-dry, caratterizzati



dall'asciugatura del mordenzante applicato sul tessuto dentale, senza risciacquare. Questi ultimi adesivi dissolvono lo smear layer e infiltrano contemporaneamente la dentina.

In base al numero di fasi operative per la loro applicazione i sistemi E&R possono essere suddivisi in: E&R 3-step, che prevedono l'applicazione in tre passaggi separati di etching, primer e bonding; E&R 2-step, (self-priming, adhesives), in cui l'applicazione

del mordenzante è seguita dalla applicazione di un unico prodotto che unisce primer e bonding.

I sistemi SE possono invece essere suddivisi in: SE 2-step, caratterizzati da etching e primer uniti in un unico prodotto, che non viene risciacquato ma solo asciugato, seguito dall'applicazione del bonding; SE 1-step, costituiti da un unico prodotto contenente acido mordenzante, primer e bonding.

Dal punto di vista della composizione chimica, gli adesivi contengono una matrice resinosa, gli iniziatori della reazione di polimerizzazione, gli inibitori della reazione di polimerizzazione, dei solventi e dei riempitivi.

#### **Matrice resinosa (30-70%)**

È costituita da monomeri resinosi simili a quelli contenuti nei compositi per assicurare un buon legame covalente tra adesivo e restauro. Si possono distinguere in monomeri cross-linker e monomeri funzionali. I cross-linker sono caratterizzati dalla presenza di due o più gruppi polimerizzabili (vinilici o  $-C=C-$ ) per formare polimeri reticolati, come ad esempio il bisfenol A diglicidil metacrilato (Bis-GMA), l'uretan dimetacrilato (UDMA) e il trietilene glicol dimetacrilato (TEGMA). I monomeri funzionali presentano solitamente un gruppo polimerizzabile e un particolare gruppo chimico (o "gruppo funzionale") che conferisce al monomero specifiche proprietà; essi polimerizzano in catene lineari come, per esempio, il 2-idrossietil metacrilato (HEMA). Il gruppo funzionale di solito presenta proprietà idrofile e/o "promotrici l'adesione": aggiungendo monomeri specifici con

affinità per l'idrossiapatite, l'adesivo può essere in grado di legarsi chimicamente ai tessuti duri del dente. Tradizionalmente, i monomeri funzionali idrofili erano contenuti nel primer, mentre i monomeri cross-linker idrofobi venivano applicati in una fase successiva (E&R a 3 passaggi, SE a 2 passaggi). La semplificazione dei sistemi adesivi ha portato alla produzione di prodotti in cui entrambi i tipi di monomeri sono presenti nella stessa miscela (E&R a 2 passaggi, SE a 1-step). I sistemi SE, inoltre, contengono particolari monomeri funzionali, contenenti gruppi acidi, in grado di demineralizzare il substrato dentale.

#### **Iniziatori (0.1-1%)**

Nelle resine odontoiatriche i monomeri polimerizzano attraverso una reazione di polimerizzazione di tipo radicalico; gli iniziatori sono generalmente molecole che formano radicali liberi per ossidoriduzione o fotoattivazione. Tra di essi ritroviamo: canforochinone (CQ), benzoin-esteri, benzofenone, acilfosfin-ossidi, composti di amine aromatiche o alifatiche.

#### **Inibitori (<1%)**

Gli inibitori della polimerizzazione sono aggiunti alle resine dentali per bloccare la formazione di eventuali radicali liberi originati dall'attivazione prematura degli iniziatori (per esempio in condizioni di conservazione non adeguate). I più utilizzati sono il butil-idrossitoluene, utilizzato nelle resine idrofobiche, e il monometil eter idrochinone, aggiunto alle resine idrofiliche.

### Solventi (30-50%)

L'aggiunta di solventi ai sistemi adesivi è necessaria per diminuirne la viscosità e per permettere la bagnabilità dei tessuti dentari, soprattutto della dentina. I solventi utilizzati sono acqua, etanolo e acetone. Negli E&R a più passaggi, il solvente ha il ruolo di promuovere la penetrazione dei monomeri nella rete collagene della dentina demineralizzata. Nei sistemi SE, invece, l'acqua è indispensabile per permettere la ionizzazione dei monomeri acidi.

### Riempitivi (<1%)

Solitamente gli adesivi non sono caricati con particelle, ma riempitivi di silice possono essere a volte aggiunti alla miscela per ottenere maggiori proprietà meccaniche. Nella maggior parte dei casi le particelle di silice sono "silanizzate" per potersi legare chimicamente alla matrice.

**Tabella 1:** Classificazione e principali componenti dei sistemi adesivi in base alla loro classe di appartenenza.

ETCH-AND-RINSE		SELF-ETCH or ETCH-AND-DRY	
3-step	2-step	2-step	1-step
<b>Mordenzante</b>	<b>Mordenzante</b>	<b>Etching&amp;Primer</b>	
<i>Acido ortofosforico al 37%</i>	<i>Acido ortofosforico al 37%</i>	<i>Acido fosfonico</i>	
		<i>Acido maleico</i>	<b>Etching&amp;Primer&amp;Bonding</b>
<b>Primer</b>		<i>Acido sulfonico</i>	<i>Etere metacrilato</i>
<i>HEMA</i>	<b>Primer&amp;Bonding</b>	<i>10-MDP</i>	<i>Acido silicico anidro</i>
<i>NTG-GMA</i>	<i>Bis-GMA</i>	<i>4-MET</i>	<i>Metacrilato fosfato</i>
<i>BPDM</i>	<i>UDMA</i>	<i>Fenil-P</i>	<i>Polimero dell'acido polialchenoico</i>
<i>PMGDM</i>	<i>TEGDMA</i>	<i>Di-HEMA-fosfato</i>	<i>Metacriloloilalchil fosfato acido</i>
<i>GPDM</i>	<i>HEMA</i>	<i>HEMA-fosfato</i>	<i>4_MET</i>
<i>MMEP</i>	<i>MDP</i>	<i>HEMA</i>	<i>MDP</i>
<i>Acetone, etanolo, acqua</i>	<i>4-META</i>	<i>Acqua, etanolo, acetone</i>	<i>MMA</i>
	<i>PMGDM</i>		<i>PEM-F</i>
	<i>BPDM</i>	<b>Bonding</b>	<i>HEMA</i>
<b>Bonding</b>	<i>PENTA</i>	<i>Bis-GMA</i>	<i>Bis-GMA</i>
<i>Bis-GMA</i>	<i>MMA</i>	<i>UDMA</i>	<i>UDMA</i>
<i>UDMA</i>	<i>TCB</i>	<i>TEGDMA</i>	<i>TEGDMA</i>
<i>TEGDMA</i>	<i>Acetone, etanolo, acqua</i>	<i>HEMA</i>	<i>Acqua, etanolo, acetone</i>
<i>HEMA</i>		<i>GDMA</i>	
		<i>MDP</i>	



# I cementi resinosi

Prof Milena Cadenaro

## FOCUS

1. Sono stati considerati e sono ancora il "gold standard" per la cementazione di manufatti indiretti in composito e ceramica
2. Conoscere la composizione può aiutare a comprendere le problematiche legate al processo di conversione
3. La componente autopolimerizzante deve essere sempre sostenuta da una corposa conversione eseguita con lampada fotopolimerizzatrice

I cementi resinosi sono dei materiali compositi a base dimetacrilata che sfruttano i principi dell'adesione smalto-dentinale, e, rispetto ai cementi convenzionali, hanno minore solubilità, maggiore resistenza alla trazione e alla compressione, migliore sigillo marginale e migliori proprietà estetiche, in quanto sono disponibili in numerose tinte.

I cementi resinosi attualmente utilizzati sono composti da una matrice di resina a base di bis-GMA o UDMA e da filler di particelle inorganiche (20-80%) per garantire adeguate proprietà meccaniche. Sono disponibili sotto forma di polvere/liquido, in capsule, o in due paste e sono classificati in base alla modalità di attivazione della reazione di polimerizzazione:

- ad attivazione chimica (*cementi autopolimerizzanti*): miscelando la pasta base e il catalizzatore della resina, sotto forma di

polvere-liquido o di pasta-pasta, si innesca la polimerizzazione;

- ad attivazione luminosa (*cementi fotopolimerizzanti*): la polimerizzazione è innescata dall'esposizione del cemento a una sorgente luminosa che emette un fascio di luce con una lunghezza d'onda specifica;
- ad attivazione duale (*cementi duali*): la polimerizzazione è innescata sia chimicamente, attraverso la miscelazione di due componenti, sia grazie all'esposizione del cemento a un sorgente luminosa.

I cementi resinosi possono inoltre essere classificati in base alla strategia adesiva che viene utilizzata per preparare i tessuti dentari prima della cementazione. Un primo gruppo prevede l'impiego di sistemi adesivi etch-and-rinse per l'adesione alla dentina (ad esempio Variolink II [Ivoclar Vivadent; Schaan,

Lichtenstein]; Calibra [Dentsply Caulk; Milford, DE, USA]; NX3 Nexus [Kerr; Orange, CA, USA]). Un secondo gruppo prevede l'uso di adesivi self-etch (ad esempio Panavia 21, Panavia F 2.0 [Kuraray Medical; Tokyo, Japan]; Multilink [Ivoclar Vivadent]). Mentre i cementi "self-adhesive", introdotti nel 2002, comprendono in un unico prodotto mordenzante, adesivo e cemento resinoso, per cui la loro applicazione prevede un unico passaggio clinico (ad esempio RelyX Unicem [3M ESPE; St. Paul, MN, USA]; MaxCem Elite [Kerr; Orange, CA, USA]; Multilink Sprint [Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein]).

I cementi resinosi sono chimicamente molto simili ai compositi da restauro e sono costituiti da una matrice resinosa, da una matrice inorganica (o riempitivo) e da un agente accoppiante.

#### **Matrice resinosa**

La matrice resinosa è la componente del cemento responsabile del suo indurimento. È costituita da monomeri metacrilati simili a quelli presenti nei compositi e negli adesivi dentali. La matrice resinosa contiene sia monomeri ad alto peso molecolare, come il bisfenol A diglicidil metacrilato o l'uretan dimetacrilato, sia monomeri a basso peso molecolare, come il 2-idrossietil metacrilato. Alla matrice resinosa vengono aggiunti iniziatori chimici (o fotoiniziatori), inibitori della polimerizzazione, solventi e ossidi inorganici in piccole quantità per fornire le tinte necessarie a riprodurre il colore delle strutture dentali.

Per migliorare il legame adesivo dei cementi contenenti monomeri dimetacrilati convenzionali, sono stati aggiunti nel tempo

monomeri adesivi che consentono di realizzare un legame chimico sia con la struttura del dente sia con le superfici metalliche dei manufatti protesici. Questi monomeri includono un monomero bifunzionale fosfato, il 10-metacriloloilossidecil fosfato monobasico (MDP), e un monomero carbossilico, l'anidride 4-metacrilossietil trimellitica (4-META).

I cementi self-adhesive sono chimicamente simili ai compomeri, ma contengono una maggiore concentrazione di monomeri acidi. Oltre ai monomeri dimetacrilati contenuti anche negli altri materiali resinosi, in questi cementi vengono aggiunti anche monomeri con gruppi funzionali acidi per demineralizzare e migliorare l'adesione alla superficie dentaria. Svolgono questa funzione il 4-META, il glicerol dimetacrilato piromellitico (PMGDM), il MDP, il 2-metacrilossietil fenil idrogeno fosfato (Fenil-P), il dipentaeritritol pentacrilato monofosfato (Penta-P) e il bis (2-metacrilossietil) fosfato acido (BMP).

#### **Matrice inorganica**

La matrice inorganica è aggiunta alla matrice resinosa per migliorare le caratteristiche di resistenza meccanica di questi cementi. Può arrivare a costituire anche il 70% in peso, un valore che corrisponde, approssimativamente, al 50% del volume del cemento. È costituita da particelle di riempitivo (filler) o da fibre che, analogamente a quanto avviene nei compositi per restauro, aumentano la durezza e la resistenza alla compressione. I filler diminuiscono il coefficiente di dilatazione termica del materiale e, al contempo, migliorano le caratteristiche estetiche. I riempitivi possono variare in base alla composizione chimica, alla forma, alle

dimensioni e alla quantità. Il riempitivo può essere costituito da particelle di silice (quarzo cristallino e silice piogenico) o da particelle che presentano una composizione chimica più complessa (vetri di bario, di zinco, di stronzio, di litio, di alluminio, borosilicati, di zirconio, di ceramica).

I cementi self-adhesive contengono vetri di bario fluoroaluminoborosilicato, di stronzio calcio aluminosilicato, quarzo, silice colloidale, fluoruro di itterbio e altri filler vetrosi. Durante la miscelazione, avviene una parziale dissoluzione della superficie delle particelle vetrose per opera dei monomeri acidi, attraverso una reazione acido-base che accompagna la reazione di auto e fotopolimerizzazione.

#### **Agente legante**

Per conferire al materiale una buona coesione, la matrice organica e il riempitivo devono essere saldamente legati fra loro. Come è noto, tale accoppiamento matrice-riempitivo è sia di natura chimica sia di natura micromeccanica. L'ancoraggio micromeccanico si ottiene attraverso la creazione di porosità sulla superficie delle particelle: il monomero fluisce nelle irregolarità delle particelle di riempitivo e, dopo la polimerizzazione, le particelle vengono legate meccanicamente alla matrice. Il legame chimico più utilizzato si ottiene ricoprendo le particelle di riempitivo con sostanze chimiche bifunzionali (per lo più silani), queste ultime vanno a formare punti di unione tra la parte organica e quella inorganica. La molecola più usata dai produttori è il 3 metacrilossipropilmetiltossisilano.

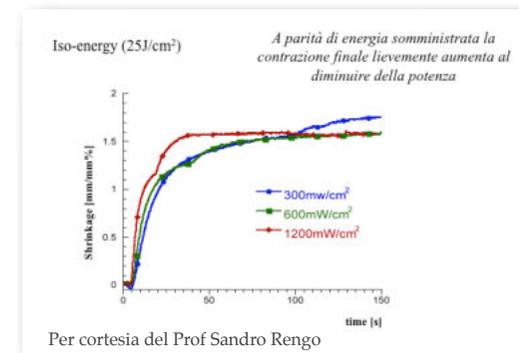
## Polimerizzazione: fisica e chimica

### FOCUS

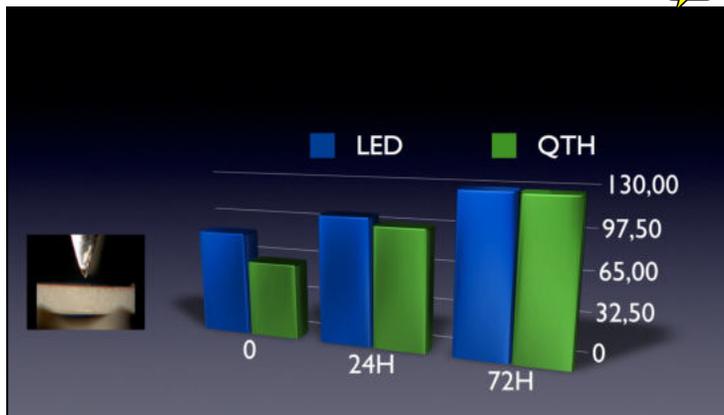
1. La conversione del materiale composito obbedisce a leggi fisico-chimiche molto semplici ma difficili da controllare durante la fase clinica
2. L'energia luminosa necessaria per attivare il processo di fotopolimerizzazione è una variabile importante nell'innescare il processo
3. Il processo di fotopolimerizzazione è molto dipendente, nel suo divenire, dalla quantità di energia luminosa ricevuta e dal tempo in cui questa energia viene erogata

Il processo fisico chimico di fotopolimerizzazione dei materiali per uso odontoiatrico è stato messo a punto al fine di trasformare un materiale plastico in un materiale rigido che risulti adeguato per resistere alle sollecitazioni funzionali dell'apparato masticatorio. Questo processo è fortemente determinato dalla quantità di energia necessaria per attivare il fotoiniziatore, il quale, a sua volta, attiva un processo a catena che trasforma i monomeri in polimeri.

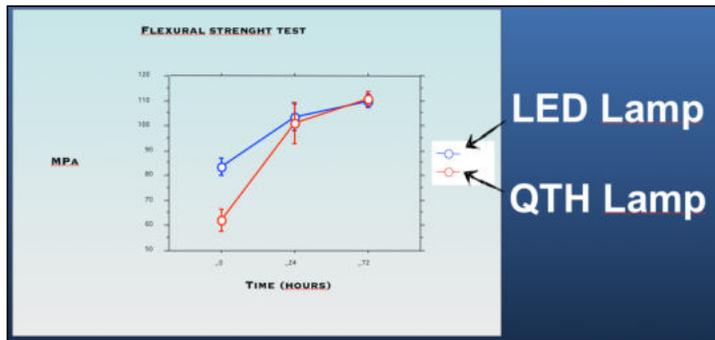
Una volta erogata l'energia luminosa, il processo di polimerizzazione ha inizio e, in base alla quantità di energia fornita, evolve più o meno rapidamente generando due effetti: anzitutto, si verifica un incremento della rigidità del materiale che, per converso, riduce la propria plasticità; inoltre, nel corso del medesimo processo, si osserva una contrazione volumetrica. Questa contrazione, per un verso dipende dalle caratteristiche intrinseche del materiale, ma è



anche notevolmente influenzata dalla quantità di energia disponibile e dalle modalità di erogazione dell'energia stessa in funzione del tempo. In base a questi parametri la contrazione varia sia dal punto di vista volumetrico sia per quanto riguarda la rapidità con cui si genera. Il risultato della contrazione volumetrica produce il cosiddetto "stress da polimerizzazione" che incide, in modo non irrilevante, sulla qualità dei rapporti all'interfaccia tra restauro e tessuti duri dentali.

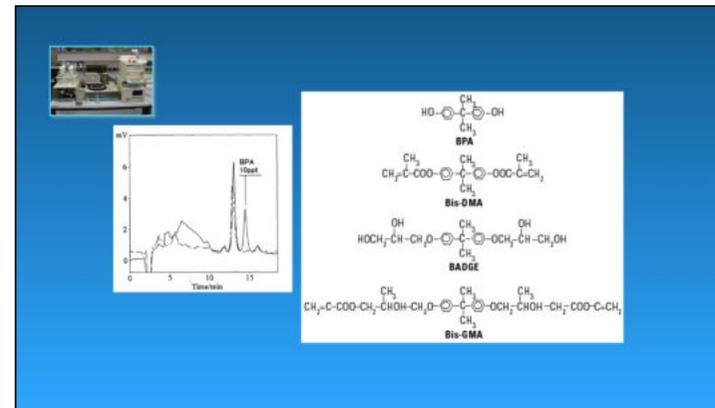


La polimerizzazione, per la verità, continua anche al termine dell'erogazione dell'energia luminosa e prosegue, nel corso di 24-48 ore, con modalità differenti che risultano essere influenzate anche dal tipo di fonte luminosa utilizzata.



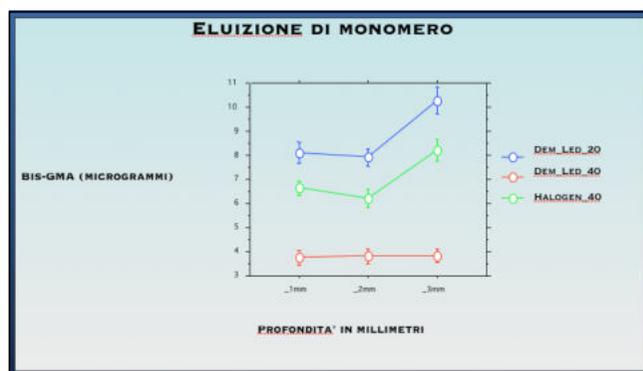
Questo fenomeno può essere ulteriormente influenzato dall'apporto di calore: per esempio, nel corso della realizzazione di

un restauro diretto, è stato proposto di riscaldare il composito prima di apporlo nel cavo orale; oppure, nel processo di realizzazione di un restauro indiretto è possibile, al termine dell'erogazione dell'energia luminosa, riscaldare il manufatto in appositi forni.



In ogni caso, al di là delle considerazioni su tutti i fattori che possono influenzare il processo, al termine della polimerizzazione il materiale composito non è più formato da tre componenti disgiunte tra loro, bensì da una rete polimerica, più o meno organizzata, che non solo lega il materiale riempitivo ma anche "intrappola" i monomeri che non sono riusciti ad aggregarsi. Occorre però aver ben presente che queste molecole di monomero tendono a fuoriuscire dalla matrice e a disperdersi nell'ambiente circostante. Il processo avviene per eluizione e si dispiega in maniera considerevole lungo la scala temporale. Questo fenomeno

dovrebbe essere ben conosciuto anche dai clinici e impone di svolgere almeno un'ulteriore considerazione: poiché non è possibile convertire al 100% un materiale composito, qualunque sia la quantità di energia erogata, non si corre mai il rischio di effettuare una "sovrapolimerizzazione". Questo è un dato di realtà davvero molto importante perché informa il corretto atteggiamento operativo che un clinico dovrebbe assumere ogni volta che utilizza materiali fotopolimerizzabili. Nel corso del processo di polimerizzazione, per quanto riguarda l'erogazione dell'energia luminosa, vale l'antico adagio *melius abundare quam deficere*: se il 100% della conversione rappresenta, a tutti gli effetti, un valore asintotico, allora l'unica ragione di preoccupazione per il clinico è costituita dalla possibilità di erogare ridotte quantità di energia. Purtroppo quest'insidia, come avremo modo di mostrare nelle prossime pagine, è ben più di una remota possibilità.



## CAPITOLO 4

# Le lampade polimerizzatrici

**Energy density**  
Intensità per tempo in secondi  
misurata in Joule su centimetro quadrato  
(J/cm<sup>2</sup>)  
Per esempio una lampada che eroga  
400 mW/cm<sup>2</sup> x 40 secondi = 16 Joule

**Caratteristiche generali di una lampada**  
Spettro di emissione caratteristico  
Potenza o Radianza - Intensità di emissione  
che si misura in mWatt/cm<sup>2</sup>  
Programmi - Timer

Una lampada per polimerizzare i materiali compositi è uno strumento che emette luce con una precisa lunghezza d'onda e che, perciò, è in grado di attivare i fotoiniziatori responsabili del processo di conversione da monomero a polimero.

Ogni sorgente luminosa ha specifiche caratteristiche legate allo spettro luminoso di emissione, alla quantità di emissione luminosa e alle modalità di regolazione dell'emissione stessa.

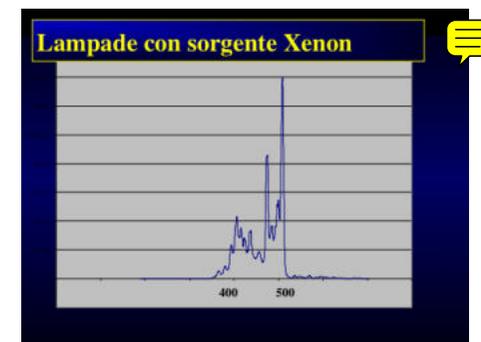
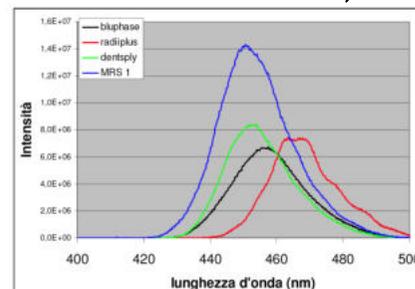
## Caratteristiche generali delle lampade polimerizzatrici

### FOCUS

1. Le lampade fotopolimerizzatrici sono uno strumento essenziale per ottenere buoni risultati clinici quando si impiegano i materiali compositi
2. Ogni lampada fotopolimerizzatrice con emissione di energia luminosa oltre i 600 mW/cm<sup>2</sup> può essere considerata valida
3. La manutenzione della sorgente luminosa è fondamentale per ottenere risultati riproducibili nel tempo

Le lampade per polimerizzare i materiali compositi sono strumenti che emettono luce a una lunghezza d'onda idonea per attivare i fotoiniziatori responsabili del processo di conversione da monomero a polimero.

Ogni sorgente luminosa ha specifiche caratteristiche che dipendono dallo spettro luminoso di emissione, dalla quantità di luce emessa e dalle modalità di regolazione



dell'emissione stessa.

Le lampade fotopolimerizzatrici possono essere divise in due grandi categorie: le lampade filtrate e quelle non filtrate.

Le prime hanno una sorgente luminosa che emette luce in tutto lo spettro del visibile; il fascio di luce proveniente dalla lampada passa attraverso un filtro che si lascia attraversare solo da quella frazione di luce che ha una certa lunghezza d'onda. Le lampade non filtrate sono invece dotate di una sorgente luminosa che emette luce con una lunghezza d'onda definita e dunque non necessitano di alcun sistema di filtratura.

Le lampade filtrate sono dotate di lampadine al tungsteno, al quarzo, al plasma o allo xenon. Queste fonti luminose possono avere potenze molto diverse tra loro (il range di variazione è compreso tra 30 e 100 Watt) ed emettono una grande quantità di

luce che, non essendo della lunghezza d'onda adeguata, non viene effettivamente utilizzata durante il processo di polimerizzazione e, anzi, viene dispersa sotto forma di calore. Poiché il sistema di filtratura viene attraversato solo dai fotoni che hanno lunghezze d'onda comprese tra 400 e 500



nm, è facile capire che, di tutta la luce emessa dalla sorgente luminosa, solo una piccola frazione è effettivamente impiegata per compiere il processo di polimerizzazione. Questi strumenti, pur risultando soddisfacenti per quanto riguarda le attuali esigenze cliniche, producono una notevole dispersione di energia. Occorre inoltre tener presente che queste lampade mostrano un decadimento dell'efficacia nel tempo, poiché la sorgente luminosa primaria va incontro ad una progressiva diminuzione della propria capacità di generare luce. A ciò si deve sommare anche la concomitante usura del sistema di filtratura che contribuisce ulteriormente al decremento dell'erogazione netta di energia nel corso degli anni.

Potrebbe dunque sorgere qualche perplessità qualora ci si trovasse nella condizione di dover scegliere una lampada fotopolimerizzatrice. Per la verità, a parte rare eccezioni, tutte le sorgenti luminose delle case produttrici soddisfano pienamente i requisiti fondamentali richiesti dalle normative vigenti e consentono di ottenere, in condizioni standard, un adeguato



processo di conversione dei materiali compositi. È facile però immaginare con quale frequenza la pratica clinica ci imponga di confrontarci con situazioni più complesse rispetto a quelle che si riscontrano nei test di laboratorio. Nelle sezioni dedicate alla clinica, focalizzeremo l'attenzione su alcune "insidie" e proporremo qualche suggerimento pratico che dovrebbe aiutarci a rispettare alcuni parametri importanti per ottenere una conversione adeguata dei materiali compositi.

Al di là di queste indicazioni su cui, peraltro, avremo modo di tornare, pare ragionevole affermare che la presenza di più programmi di polimerizzazione possa essere considerata una caratteristica interessante, sebbene non determinante in termini



assoluti, che può essere tenuta presente quando ci si accinge a compiere una scelta.

È bene tenere presente che spesso le lampade fotopolimerizzatrici offerte dalle aziende che producono anche materiali compositi funzionano meglio con i materiali della stessa azienda. Pur tuttavia, una sorgente luminosa per polimerizzazione che abbia intensità luminosa superiore agli 600 mW/cm<sup>2</sup> può essere considerata valida, in termini generali, per le normali attività cliniche nell'ambito dell'odontoiatria ricostruttiva diretta e indiretta. Qualche attenzione in più andrebbe riservata all'uso prolungato delle lampade e, soprattutto, dei puntali perché il tempo e l'utilizzo ripetuto sottopongono a usura queste parti. Queste attenzioni sono molto importanti quando si utilizzano lampade a base alogena, mentre sono meno rilevanti per quanto riguarda le lampade di ultima generazione a base LED. Il decadimento di una lampada a base alogena può essere quantificato approssimativamente nel giro di qualche anno (considerando un utilizzo quotidiano della sorgente luminosa) mentre alle lampade LED, fatte salve le peculiarità costruttive, può essere attribuita una durata quasi decennale.

## Le lampade polimerizzatrici a base alogena (QTH)

### FOCUS

1. Le lampade a base alogena (QTH) sono quelle più vecchie come concezione ma rimangono valide
2. I modelli più sofisticati e ad alta "potenza" sono quelli preferibili
3. I programmi di polimerizzazione possono non essere indispensabili nelle varie situazioni



Sono le sorgenti luminose più datate, ma questa non è una ragione per considerarle obsolete. Già presenti sul mercato al termine degli anni '70, sono state progressivamente modificate per rendere le emissioni di luce sempre più adeguate alle necessità cliniche.

In commercio ne esistono di varia forma, con diversi programmi di polimerizzazione per cercare di soddisfare tutte le esigenze cliniche. La sorgente luminosa di base è costituita da una lampadina di tipo alogeno la quale emette una luce che, come abbiamo già avuto modo di ricordare, attraversa un sistema di filtratura. Il filtro permette il passaggio di una piccola frazione della luce emessa dalla lampadina, quella con frequenze e lunghezze d'onda disposte nello spettro del blu. La luce filtrata che s'irradia dal puntale della lampada fotopolimerizzatrice rende disponibile l'energia

luminosa richiesta dal processo di conversione dei materiali compositi. I primi modelli disponevano di una "potenza", anche se sarebbe più corretto parlare di radianza, intorno ai 400 mW/cm<sup>2</sup>. Successivamente, sono stati prodotti modelli con radianze superiori agli 800 mW/cm<sup>2</sup>, ma alcuni produttori hanno proposto anche dispositivi dotati di radianze superiori ai 2000 mW/cm<sup>2</sup>. Il processo di innovazione tecnologica si è poi orientato verso un'erogazione graduale dell'intensità luminosa: nelle cosiddette lampade polimerizzatrici programmabili, la radianza aumenta progressivamente nel corso del tempo di polimerizzazione. Questi modelli tecnologicamente più evoluti sono stati messi a punto con l'idea di ottenere un duplice vantaggio: ridurre lo stress da polimerizzazione e cercare di ottenere un processo di conversione dei materiali più graduale.

## Le lampade polimerizzatrici a base plasma (Plasma-Arc)

### FOCUS

1. Le lampada ad arco di plasma (Plasma-ARC) sono dotate di potenze elevatissime
2. I loro impieghi clinici sono limitati per l'elevato stress da contrazione che inducono sui materiali compositi e sulle interfacce tra dentina e materiale composito
3. Gli impieghi cosmetici e ortodontici paiono quelli più



I primi modelli di lampade “Plasma-Arc” sono stati prodotti nella seconda metà degli anni ‘90 e hanno riscosso, fin da subito, un notevole successo commerciale. Per la verità, si è presto capito che questo grande successo iniziale era dovuto anzitutto a trovate pubblicitarie piuttosto che a consolidate evidenze scientifiche. Queste lampade hanno, diversamente dalle QTH, una lampada base “ad arco di plasma”. Invece di avere un filamento in Tungsteno che unisce catodo e anodo, queste lampade contengono gas rari (Radon, Xenon) che, opportunamente eccitati da una differenza di potenziale, producono una quantità di luce decisamente superiore a quella ottenibile con le lampadine alogene. Non di meno, anche queste sorgenti luminose necessitano di un sistema di filtratura per selezionare le lunghezze d’onda del blu, ma sono in grado di produrre un’irradiazione quasi tre volte superiore rispetto a quella ottenibile con le lampade QTH. Proposte dai produttori con

radianze superiori ai 2000 mW/cm<sup>2</sup>, queste sorgenti luminose possono convertire i materiali compositi in tempi decisamente inferiori rispetto a quelli necessari quando si utilizzano altri tipi di lampade. Tuttavia molti studi, che hanno valutato lo “stress da contrazione” e le caratteristiche meccaniche dei materiali compositi dopo la polimerizzazione, hanno dimostrato l’inefficacia delle lampade “ARC Light” proprio quando vengono utilizzate con i tempi di polimerizzazione proposti dagli stessi costruttori (pochi secondi). L’elevato costo e i ridotti vantaggi clinici ne hanno attualmente limitato l’impiego all’ortognatodonzia (applicazione di attacchi ortodontici) e alla cosmetica dentale (sbiancamenti).

## Le lampade polimerizzatrici LED (Light Emitting Diode)

### FOCUS

1. Le lampade a LED (Light Emitting Diode) sono oggi il prodotto di riferimento nel campo della polimerizzazione intraorale
2. L'energia erogabile è, oggi, addirittura superiore alle reali esigenze cliniche
3. La lunga durata nel tempo delle lampade LED, alla base della sorgente luminosa, comporta una scarsa necessità di manutenzione

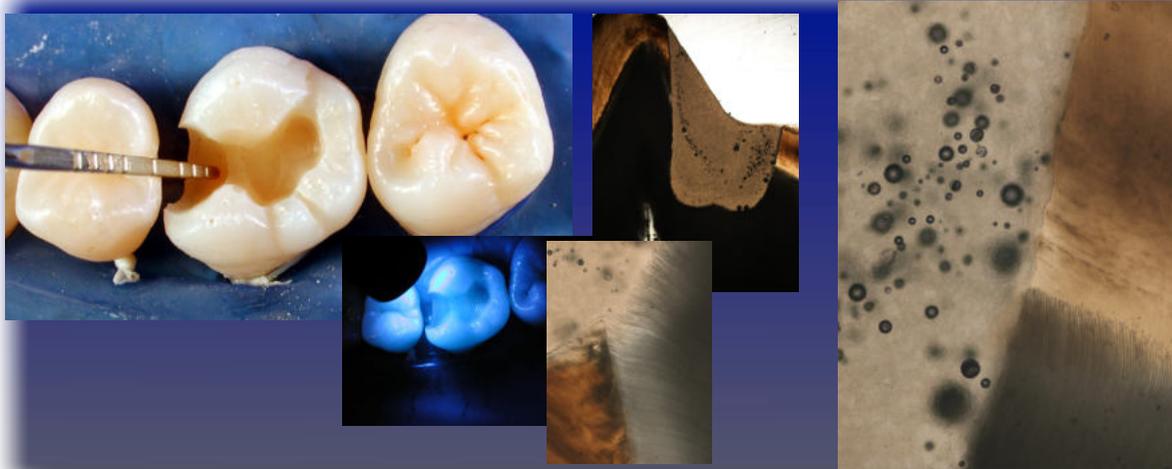
Le lampade polimerizzatrici di ultima generazione emettono solo luce con lunghezza d'onda compresa nello spettro del blu: tipicamente sono dotate di sorgenti luminose a LED (Light Emitting Diode) e, meno frequentemente, LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation). Le prime sono quelle oggi più commercializzate perché sono di semplice impiego e hanno sistemi di erogazione dell'energia luminosa più confacenti alle esigenze cliniche. Esistono molte marche di sorgenti polimerizzatrici, tutte clinicamente valide, che si differenziano tra loro soprattutto per alcuni particolari: il puntale, i programmi di polimerizzazione e il tipo di sorgente luminosa impiegata. Alcune sfruttano addirittura la luce generata da un gruppo di LED che emettono luce a lunghezze d'onda lievemente differenti in modo da produrre uno spettro di azione più ampio consentendo di ottenere l'attivazione di più fotoiniziatori. Rappresentano lo standard



attuale di riferimento in questo ambito poiché, oltre all'efficienza clinica, possiedono caratteristiche ergonomiche interessanti: sono spesso prive di cavi, hanno una necessità di manutenzione limitata ed erogano radianze sufficientemente ampie per essere impiegate in ogni pratica odontoiatrica. Si sono rivelate, tra l'altro, particolarmente adatte agli impieghi richiesti dai protocolli in odontoiatria restaurativa diretta e indiretta.

## CAPITOLO 5

### Criteri generali di fotopolimerizzazione clinica



Quando dalle evidenze sperimentali si passa alla clinica è sempre opportuno eseguire delle ulteriori valutazioni rispetto a quanto è emerso nelle prove in laboratorio. Molte variabili, infatti, non sono facilmente evidenziabili in laboratorio; le fasi di sperimentazione pre-clinica rappresentano perciò delle preziose opportunità per approfondire le valutazioni.

## Alcuni riscontri della letteratura

### FOCUS

1. Le sorgenti luminose di ultima generazione garantiscono livelli di conversione elevati
2. Non tutti i compositi si comportano ugualmente con tutte le lampade polimerizzatrici
3. La distanza tra sorgente luminosa e composito influenza il grado di conversione
4. L'interposizione di smalto e dentina determina un decremento dell'efficienza di polimerizzazione
5. Non sempre sorgenti luminose ad elevata irradianza garantiscono risultati eguali in tempi inferiori
6. L'erogazione di irradiazioni elevate genera sollecitazioni nelle interfacce tra composito e tessuti dentali



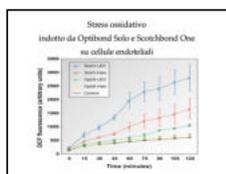
Le considerazioni proposte dal gruppo di Frankenberger sul tema della fotopolimerizzazione possono essere considerate un buon punto di partenza per svolgere qualche riflessione sui dati espressi dalla letteratura. Anzitutto occorre fare presente, poiché questa è un'evidenza ribadita in moltissime pubblicazioni, che tutte le metodiche di polimerizzazione dei materiali

compositi intraorali, siano esse dirette o indirette, richiedono una precisa procedura e il rigoroso rispetto delle sequenze operative. Occorre inoltre ricordare che la mera disponibilità di lampade più evolute dal punto di vista tecnico non ci pone al riparo da inconvenienti dovuti alla trasmissione della luce attraverso le strutture dentali.

In questa sezione metteremo in luce alcuni dati emersi da recenti sperimentazioni. Ci preme fin da subito far presente che l'interpretazione di queste evidenze sperimentali ha suscitato pareri discordanti. Non di meno, resta fermo il fatto che la conversione ottimale, sia del materiale composito sia dell'adesivo smalto dentinale, è consigliabile per un'ampia serie di ragioni. Al di là delle considerazioni sulla longevità dei restauri e sul loro comportamento biomeccanico, pare opportuno, anzitutto, porre l'attenzione su due fatti sovente misconosciuti che hanno invece grande rilevanza biologica: la biocompatibilità dei materiali compositi con i tessuti pulpo-dentinali e l'affinità della placca batterica per questi stessi materiali.

### Biocompatibilità

Come espresso nelle sezioni precedenti, il processo di conversione da monomero a polimero dipende della quantità di energia luminosa che si rende effettivamente disponibile per il processo di polimerizzazione e anche dalla sua erogazione in funzione del tempo. Sappiamo che, in ogni caso, dalla massa di materiale polimerizzato si libera una quantità (talvolta insignificante ma in certi casi piuttosto rilevante) di materiale resinoso in forma monomeric. Ebbene, i dati sperimentali mostrano che esiste un rapporto quasi direttamente proporzionale tra il grado di conversione e l'eluizione dei monomeri. Nel caso in cui l'eluizione sia una conseguenza della ridotta conversione dalla massa di materiale con cui è stato realizzato un restauro, la diffusione dei monomeri si propaga, per un verso, nel cavo orale miscelandosi con la saliva del paziente e, per l'altro, diffonde verso le parti profonde del sistema pulpo-dentinale. Numerosi studi hanno documentato che le molecole di materiale resinoso in forma monomeric mostrano un certo grado di tossicità nei confronti delle cellule pulpari fibroblastiche. Una scarsa polimerizzazione dei nostri manufatti può dunque rivelarsi nociva per i tessuti vitali dell'elemento dentale.



Per cortesia del Prof Sandro Rengo



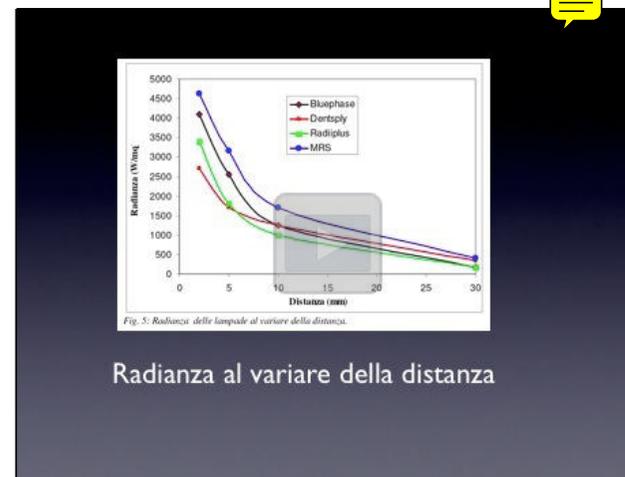
### Grado di polimerizzazione e proliferazione batterica

È noto che la placca batterica, particolarmente alcune specie che la compongono come *Streptococcus mutans* (*S. mutans*), è responsabile della patologia cariosa. Numerosi studi hanno evidenziato una certa affinità, espressa in maniera diversificata dalle varie specie di batteri che colonizzano il cavo orale, per i materiali da restauro utilizzati in odontoiatria: i risultati di alcune ricerche suggeriscono che le superfici dei materiali compositi polimerizzati debbono essere considerate dei "siti privilegiati" per quanto riguarda la proliferazione batterica. Un contributo di Brambilla et al. ha posto in evidenza quanto un basso grado di conversione dei materiali compositi possa favorire la crescita dei batteri. A tal proposito molte case produttrici hanno sviluppato materiali per otturazioni estetiche – segnatamente sistemi adesivi che contengono composti antibatterici, quali Methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) e Clorexidina – volti a limitare l'adesione batterica sulle superfici dei restauri dentali.

### La polimerizzazione e l'interposizione dei mezzi

Esistono alcune considerazioni fondamentali che, per la loro rilevanza anche in ambito clinico, debbono essere tenute in gran conto. L'energia emessa dalla sorgente luminosa – qualunque sia il tipo di lampada – nel momento stesso in cui s'irradia dal puntale subisce delle variazioni determinate dai vari mezzi che deve attraversare. Il primo mezzo è l'aria, poi la luce incontra i tessuti dentari e, nelle procedure di cementazione di manufatti indiretti, la luce incontra la massa degli stessi materiali compositi, o ceramici, che costituiscono il restauro.

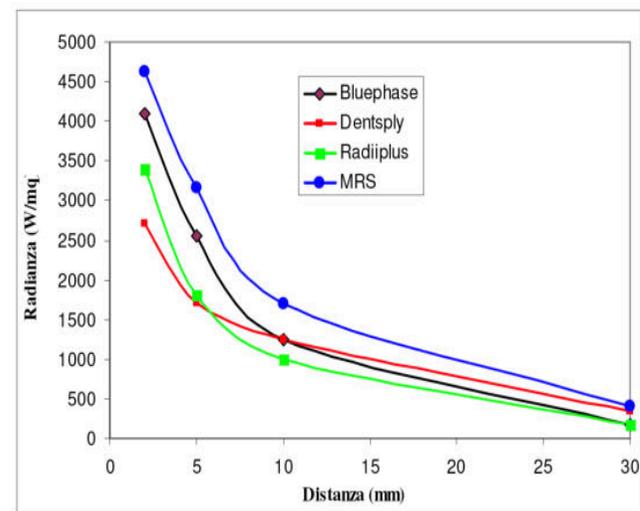
L'aria, per sé, non può essere considerata come un mezzo che limita drasticamente la diffusione della luce; tuttavia, se invece di considerare



l'interposizione dell'aria facciamo riferimento alla distanza tra il puntale della lampada e il sito ove avviene la polimerizzazione del composito o dell'adesivo smalto dentinale, ecco che ci troviamo nella condizione di dover valutare con attenzione la dispersione di energia lungo il tragitto che la luce compie. Assai meglio di tante parole, la forma della famiglia di curve riprodotte nel grafico a fianco illustra la relazione che intercorre tra la radianza e la distanza.

### I tempi di polimerizzazione e le modalità di polimerizzazione

È bene ribadire le fasi cliniche di realizzazione delle otturazioni dirette delle cavità mediante l'impiego di adesivi smalto dentali e di materiali compositi. Per quanto riguarda i restauri diretti, la prima fase che coinvolge il processo di polimerizzazione è la conversione dell'adesivo smalto dentinale. Alcune recenti ricerche hanno dimostrato molto chiaramente che questa fase richiede un tempo di erogazione dell'energia luminosa superiore a quello indicato dalle case produttrici. Inoltre, in questa fase, una repentina erogazione della luce, che si verifica specialmente quando la lampada emette una notevole intensità luminosa, genera uno "stress da contrazione" per nulla desiderabile. Infine, soprattutto nei settori posteriori, la distanza tra puntale e fondo cavitario è quasi sempre superiore a 2-3 millimetri: in queste condizioni, l'energia che raggiunge il sistema adesivo, nei tempi prescritti dai produttori, si rivela spesso inferiore a quella necessaria per ottenere una corretta polimerizzazione. È evidente, pertanto, che un progressivo allungamento dei tempi di polimerizzazione rappresenta l'unica misura attuativa efficace al fine di ottenere una conversione idonea del materiale resinoso dell'adesivo smalto dentinale.



## CAPITOLO 6

### Le fasi della polimerizzazione dei compositi nei restauri diretti



Le ricostruzioni dirette in materiale composito sono di gran lunga quelle più frequenti nella pratica clinica; alcune di esse sono facilmente realizzabili, altre richiedono abilità e competenze notevoli. Due fasi cliniche sono particolarmente importanti: l'apposizione del sistema adesivo e la stratificazione del materiale composito. Entrambe le procedure richiedono l'uso della lampada fotopolimerizzatrice: in alcuni casi, il puntale della lampada fotopolimerizzatrice sarà prossimo al materiale da convertire; in altri casi, invece, tale condizione non sarà possibile.

## La stratificazione (LAYERING)

La tecnica di stratificazione è quella maggiormente impiegata per diminuire la contrazione da polimerizzazione e per generare il minore stress a carico delle interfacce tra materiale composito - adesivo - substrato smalto dentinale.

Non esiste, a tutt'oggi, un'unica prassi operativa; anzi, è stato possibile dimostrare che numerose delle modalità proposte danno risultati clinici soddisfacenti.

Pur tuttavia, considerando le caratteristiche intrinseche dei materiali compositi, la polimerizzazione di strati sottili di materiale rappresenta, ancora oggi, la garanzia più importante per ottenere un'adeguata conversione del materiale stratificato nella cavità.

L'apposizione di un quantitativo di composito pari a  $2\text{mm}^3$  rappresenta il limite oltre il quale diventa complicato controllare sia la contrazione da polimerizzazione sia il grado di conversione. Non esistono evidenze a favore del fatto che gli incrementi progressivi debbano necessariamente svilupparsi lungo direttrici preferenziali siano esse orizzontali, o oblique oppure alternate.

Sono stati recentemente messi in commercio materiali compositi, a basso indice di contrazione, che potrebbero essere inseriti e polimerizzati in un'unica soluzione (bulk-curing composite). Tuttavia, la letteratura relativa agli studi condotti su questi materiali pare ancora insufficiente per esprimere valutazioni.



Per cortesia del Prof Antonio Cerutti

## Schemi di polimerizzazione

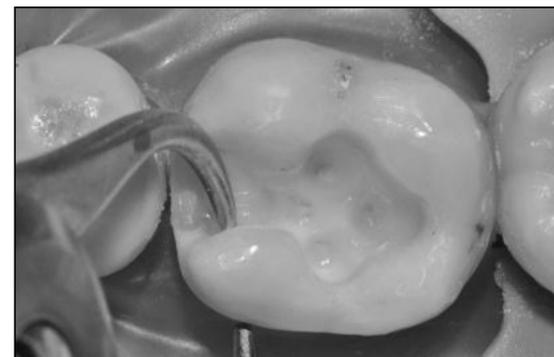
<b>Continua</b>	<p>L'erogazione dell'energia luminosa viene effettuata in modo continuo, alla massima intensità luminosa fornita dalla sorgente; questa modalità è quella da preferire nelle situazioni in cui la distanza dal composito sia superiore ai 6 millimetri. Allontanare ulteriormente la lampada polimerizzatrice determina un importante decadimento della quantità di energia disponibile per la conversione del composito; questo potrebbe rappresentare un vantaggio per gli strati più profondi dell'otturazione che non risulterebbero sollecitati da uno "stress da contrazione" troppo elevato.</p>
<b>Soft-start</b>	<p>L'irradiazione è di livello minimale (intorno a 150 mW/cm<sup>2</sup>) per un periodo di tempo intorno ai 10 sec; successivamente viene incrementata gradualmente sino a 800 mW/cm<sup>2</sup> in un periodo oscillante tra i 5 e i 10 sec (a seconda del tipo di lampada) e poi continua per altri 15-20 sec al massimo della potenza erogabile.</p> <p>Potrebbe rappresentare la soluzione ideale se il puntale fosse sempre a diretto contatto con il materiale composito. Invero, questo schema di polimerizzazione ha un impiego clinico limitato soprattutto dalla frequenza con cui si verificano interposizioni di mezzi che non favoriscono la diffusione del fascio luminoso. Non di meno, è una strategia sostenuta da presupposti razionali e da evidenze scientifiche.</p>
<b>Pulse delay</b>	<p>Questo schema di polimerizzazione, introdotto da J. Kanca III, prevede una pre-polimerizzazione a bassa irradiazione (circa 150 mW/cm<sup>2</sup> per 10 secondi), un'attesa di circa 3 minuti (affinché il composito si rilasci) e poi una successiva polimerizzazione a maggiore irradiazione (circa 600 mW/cm<sup>2</sup>) per 40 secondi. Questo schema di polimerizzazione ha dato origine a numerose varianti, sia per quanto riguarda le realizzazioni di restauri diretti, sia in relazione alle pratiche di cementazione.</p>

### Le situazioni cliniche

Per scendere nel dettaglio clinico, quando si affronta un restauro diretto la fase della polimerizzazione del materiale può variare notevolmente a seconda delle circostanze. Quando il puntale della sorgente luminosa e il materiale composito risultano quasi a contatto si parla di polimerizzazione diretta. Invece, quando il puntale non si trova in prossimità del materiale e, anzi, la distanza che li separa è superiore a 6 millimetri, oppure quando si verifica l'interposizione di strutture smalto-dentinali dello spessore di almeno 2 millimetri, si parla di polimerizzazione indiretta o mediata.



Per cortesia del Prof Dino Re



## Polimerizzazione diretta

### FOCUS

1. Quando la lampada polimerizzatrice può essere molto vicina al composito l'efficienza della conversione è massima
2. Nei casi in cui la distanza tra composito e lampada polimerizzatrice sia inferiore ai 2 mm è possibile adottare un programma di polimerizzazione graduale
3. Le sistematiche di polimerizzazione graduale o con latenza (Pulse-Delay) devono essere prese in considerazione quando la polimerizzazione è ben controllabile

Quando il puntale è posto in prossimità del restauro non esistono grossi problemi di conversione: la quantità di irraggiamento è ampiamente sufficiente a convertire efficacemente il materiale. È il caso delle terze e quarte classi e di gran parte delle quinte classi, quelle facilmente accessibili.

L'unica accortezza che è bene rispettare in questi casi è quella di non sollecitare, con radianze elevate, il materiale composito nella prima fase della polimerizzazione.

In questi casi, disponendo di una sorgente luminosa programmabile, sarà sufficiente impostare il programma che produce un incremento temporale della radianza (ramp-curing o soft-start a seconda delle case produttrici), al fine di evitare che si generi un elevato stress da contrazione. Qualora non si abbia a disposizione una sorgente luminosa

programmabile, sarà sufficiente allontanare il puntale dal sito di apposizione del materiale composito, tenendo però conto, sebbene in modo del tutto approssimativo, della perdita di energia erogata in relazione all'incremento della distanza.



Per cortesia del Prof Antonio Cerutti

## Polimerizzazione mediata

### FOCUS

1. Spessori di smalto e compositi superiori ai due millimetri riducono anche del 50% la quantità di luce utile per la conversione
2. L'allungamento dei tempi di polimerizzazione è preferibile all'aumento dell'energia luminosa
3. Un tempo prolungato di esposizione alla luce non inficia la qualità del restauro

Quando il puntale della lampada fotopolimerizzatrice non può essere collocato in prossimità della zona ove il composito deve essere polimerizzato, si parla di polimerizzazione indiretta o mediata. Si pensi, per esempio, all'aspetto clinico di una cavità di seconda classe: è facile immaginare quali e quante siano le configurazioni del tessuto dentale residuo che interferiscono con la traiettoria del fascio luminoso. Articoli scientifici non recenti, ma ancora scientificamente validi, evidenziano quanto la polimerizzazione del materiale posto sul pavimento del box prossimale di una cavità di seconda classe sia influenzata dalla distanza tra il puntale e il composito. Considerazioni analoghe valgono anche per la polimerizzazione del materiale apposto nelle zone oclusali quando il fascio emesso dalla sorgente luminosa subisce l'interferenza di una o più pareti di smalto. È

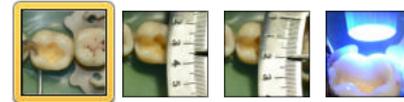


facile riscontrare nella pratica clinica spessori di tessuto dentale residuo superiori ai 2 mm. Qualora spessori di questa entità interferiscano lungo il percorso rettilineo dei fotoni si possono riscontrare gradi di conversione inadeguati, soprattutto se l'emissione di energia è troppo bassa o viene effettuata per un tempo troppo breve. D'altro canto, si può considerare questo effetto di parziale "schermatura" in modo non del tutto negativo: questa diminuzione

dell'irradiazione potrebbe costituire un fatto desiderabile nelle prime fasi della polimerizzazione, quando è importante ridurre lo "stress da contrazione". Ovviamente, in situazioni di questo genere è opportuno disabilitare i programmi "soft-start" per evitare di aggiungere alla riduzione dell'irraggiamento dovuta all'interferenza dei tessuti duri residui gli effetti prodotti dalla radianza ridotta dalle stesse impostazioni "soft start" della lampada fotopolimerizzatrice.



Per cortesia del Dr Roberto Spreafico



## Polimerizzazione dei sistemi adesivi

Il raggiungimento di un grado di conversione adeguato è un fattore indispensabile per garantire buone proprietà fisico-meccaniche ai polimeri che costituiscono la massa di un restauro, ma rappresenta anche un elemento fondamentale per ottenere la stabilità dello strato adesivo. È stato dimostrato che i sistemi adesivi presentano un grado di conversione variabile in relazione alla classe considerata. In particolare, negli adesivi semplificati il grado di conversione è molto basso. Ciò comporta non solo una ridotta resistenza meccanica, ma anche una maggiore permeabilità, una degradazione del legame adesivo più rapida e un elevato rilascio di monomeri residui non polimerizzati. Gli studi hanno mostrato la presenza di nanoleakage all'interfaccia adesivo-dentina (identificato mediante l'uso di traccianti d'argento) sia nel corso di sperimentazioni riguardanti alcuni sistemi adesivi "etch-and-rinse" (soprattutto a due passaggi), sia valutando alcuni sistemi adesivi "self-etch". Tale fenomeno sarebbe dovuto alla polimerizzazione incompleta che, a sua volta, dipende dall'intrappolamento di acqua residua a livello dell'interfaccia adesivo-dentina. In altri termini, lo strato ibrido degli adesivi semplificati risulterebbe poroso: è stata evidenziata la presenza di canali d'acqua e di domini idrofilici che consentono la diffusione dell'acqua stessa attraverso l'interfaccia resina-dentina. I dati



confermano dunque che gli adesivi semplificati mostrano maggiore permeabilità rispetto ai sistemi adesivi caratterizzati dall'applicazione separata del bonding, essendo questi ultimi relativamente idrofobici. I sistemi adesivi semplificati contengono, invece, una maggiore quantità di monomeri funzionali idrofilici e/o acidi (nei sistemi self-etch): questo incremento va a svantaggio dei monomeri cross-linker, quelli principalmente responsabili della reticolazione dell'adesivo. Tutti i sistemi adesivi contengono, inoltre, solventi volatili, come l'etanolo o l'acetone, che vengono

abstract di letteratura su

 **conversione  
adesivi smalto-dentinali**

aggiunti per diminuire la viscosità e facilitare la penetrazione dell'adesivo nella dentina demineralizzata. I produttori utilizzano, negli attuali sistemi adesivi, percentuali di solvente variabili tra l'8 e il 49%. L'acqua, un altro solvente, viene ulteriormente aggiunta negli adesivi self-etch. Tuttavia, la presenza di acqua in eccesso può determinare una diminuzione del grado di conversione delle resine dentali, con conseguente riduzione delle proprietà meccaniche. In linea di principio, il solvente dovrebbe esser fatto evaporare completamente dalla miscela adesiva prima della polimerizzazione. In questo modo, si dovrebbe ottenere la riduzione della distanza tra le molecole di monomero, favorendo la reazione di polimerizzazione. Ciononostante, è stato dimostrato che, anche dopo evaporazione del solvente per 1 min, le concentrazioni di solvente residue rimangono molto elevate. I produttori consigliano addirittura 5-10 s di evaporazione, non tanto perché questo sia un tempo ottimale, ma perché desiderano che il sistema adesivo risulti facilmente utilizzabile e abbia tempi di applicazione ridotti, soprattutto rispetto ai prodotti concorrenti.

Ciò comporta, inevitabilmente, un'evaporazione inadeguata del solvente. E d'altro canto, concentrazioni residue intorno al 10-20% di etanolo producono diminuzioni significative del grado di conversione: un effetto dovuto alla riduzione della viscosità della miscela che aumenta la mobilità dei monomeri. La permanenza di quantità notevoli di etanolo nella miscela può ridurre significativamente il grado di polimerizzazione e favorire l'assorbimento di acqua, riducendo le proprietà meccaniche del polimero. Gli stessi effetti prodotti dall'etanolo residuo si manifestano anche nei sistemi adesivi che contengono l'acetone in qualità di solvente.

Una polimerizzazione incompleta si verifica per tutti gli adesivi, indipendentemente dalla classe d'appartenenza, quando vengono irradiati soltanto per 10-20 s: un tempo che, peraltro, risulta essere molto spesso raccomandato dalle stesse case produttrici. Addirittura, gli adesivi semplificati risultano essere spesso sub-polimerizzati anche dopo 60 s di irradiazione. Gli studi

Abstract di letteratura su

**distanza tra composito e  
lampada polimerizzatrice**

dimostrano che l'esposizione prolungata alla luce (40-60 s) migliora la microdurezza degli adesivi aumentandone il grado di conversione e riducendone la permeabilità

Tabella 1. Correlazione fra grado di conversione, microdurezza e permeabilità dei sistemi adesivi (da Cadenaro et al. 2005; Breschi et al. 2007)

Etch&rinse 3-step	Etch&rinse 2-step		Self-etch 2-step	Self-etch 1-step
↑	↔	conversione	↑	↓
↑	↔	microdurezza	↑	↓
↓	↔	permeabilità	↓	↑

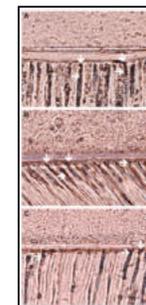
(Tabella 1). La minor polimerizzazione dei sistemi adesivi semplificati, nei quali coesistono domini idrofili e idrofobi, può essere spiegata dalla presenza del canforochinone (CQ), il più comune fotoiniziatore, che è idrofobo e, pertanto, scarsamente compatibile con i monomeri idrofili, che non possono essere polimerizzati in maniera ottimale rispetto alle controparti idrofobe. Per migliorare il grado di conversione degli adesivi semplificati, è stato proposto l'uso di ulteriori fotoiniziatori idrofili, come il difenilfosfin ossido (TPO), in aggiunta al CQ. Come abbiamo già avuto modo di ricordare, numerosi studi hanno dimostrato che in presenza di acqua la polimerizzazione delle miscele adesive è significativamente ridotta quando si utilizza il CQ come fotoiniziatore. Questo conferma che l'acqua interferisce con il processo di polimerizzazione di questi sistemi adesivi. Tuttavia, quando le stesse miscele contenenti acqua sono state polimerizzate utilizzando il TPO o una combinazione di CQ e TPO, non si è riscontrata alcuna riduzione del grado di conversione. È probabile che il TPO disciolto in acqua sia sufficiente a contrastare l'esclusione di CQ da tale dominio acquoso. Questi risultati suggeriscono che il sistema di fotoiniziazione dovrebbe essere selezionato in base alla composizione del sistema adesivo, tenendo in gran conto sia la presenza di acqua residua sia quella dei solventi. Fotoiniziatori compatibili con acqua devono essere inclusi nelle formulazioni adesive idrofile per assicurare un adeguato

grado di conversione dello strato adesivo e ridurre i fenomeni di invecchiamento. La lunghezza d'onda di assorbimento dei fotoiniziatori deve corrispondere ai profili di emissione delle lampade fotopolimerizzatrici. L'uso sempre più diffuso di lampade LED, che hanno un profilo di emissione meno ampio rispetto alle alogene, ha portato molti produttori che utilizzano fotoiniziatori alternativi con spettri di assorbimento diverso ad aggiungere comunque il CQ per garantire una polimerizzazione ottimale con tutti i tipi di lampade.

Diversi problemi di polimerizzazione sono stati evidenziati nei sistemi adesivi self-etch contenenti co-iniziatori amminici, poiché le ammine, essendo nucleofili, possono reagire attraverso una reazione acido-base con i monomeri acidi dei sistemi self-etch. Questa reazione porta alla protonizzazione di una porzione dell'ammina e, quindi, a una diminuzione dell'ammina disponibile per formare radicali liberi. Per questo motivo nei sistemi self-etch è raccomandato l'uso di co-iniziatori alternativi che non vengano inattivati dai monomeri acidi.

**Segni di nanoleakage dovuto a ritenzione idrica all'interno dello strato ibrido.**

da " Degree of conversion and interfacial nanoleakage expression of three one-step self-etch adhesives " Navarra CO et al. Eu J Oral Sc - 2009 - 117; 463-469



## CAPITOLO 7

### Le fasi della polimerizzazione dei compositi nei restauri indiretti

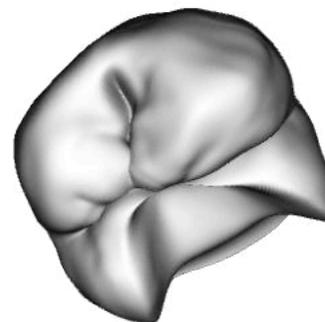


## Tipologie di ricostruzioni indirette

### FOCUS

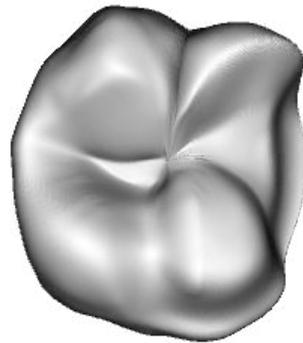
1. Le ricostruzioni indirette possono essere suddivise in tre categorie: inlay, onlay, overlay
2. La ricostruzione tipo inlay è da preferire in elementi dentali vitali, con un margine interprossimale cervicale molto vicino al cemento radicolare
3. Le ricostruzioni tipo onlay comportano la ricopertura di una o più cuspidi di elementi masticanti e salvaguardano la stabilità di restauri di grandi dimensioni
4. Le ricostruzioni tipo overlay riguardano elementi dentali trattati endodonticamente, consentono un risparmio di tessuto duro e mantengono un'interfaccia naturale con il parodonto marginale

# INLAY



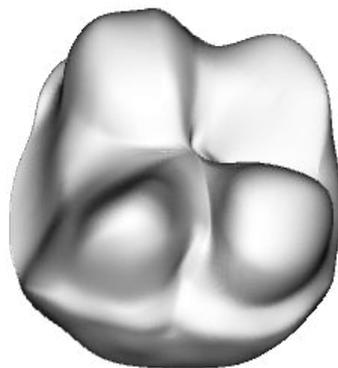
Inlay: restauro di tipo indiretto, che può interessare una o più superfici dell'elemento dentale, senza il coinvolgimento delle cuspidi

# ONLAY



Onlay: restauro di tipo indiretto, che può interessare una o più superfici dell'elemento dentale, con il coinvolgimento di una o più cuspidi

# OVERLAY



Overlay: restauro di tipo indiretto che interessa le superfici mesiale, oclusale e distale dell'elemento dentale con il contemporaneo coinvolgimento di tutte le cuspidi

## Regole generali per la cementazione

### FOCUS

1. L'uso dei materiali autopolimerizzabili nella cementazione di intarsi indiretti è consigliabile
2. Non si può fare affidamento, per la conversione dei cementi resinosi, sulla sola autopolimerizzazione
3. I compositi fluidi e i compositi da ricostruzione possono avere un loro impiego in restauri con spessori inferiori ai 3 mm
4. L'uso di compositi da ricostruzione scaldati può rappresentare una validissima alternativa a tutti i metodi di cementazione tradizionali

La cementazione di manufatti indiretti, siano essi in materiale composito, in materiali ceramici o simil-ceramici, dovrà essere effettuata mediante l'impiego di lampade polimerizzatrici a irradiazione elevata e con tempi di polimerizzazione prolungati. Non essendo possibile "sovrapolimerizzare" il materiale, prolungare nel tempo questa fase non sarà mai inutile e conferirà maggior stabilità all'insieme intarsio-cemento-dente. Esistono evidenze in letteratura secondo le quali, con opportuni accorgimenti, è possibile impiegare gli stessi materiali compositi da restauro per la cementazione degli intarsi in composito; tuttavia, non è controindicato l'uso dei normali materiali auto-fotopolimerizzanti dedicati alla cementazione. Su questi ultimi materiali preme, tuttavia, fare alcune considerazioni che prescindono dalle caratteristiche intrinseche dei singoli prodotti e anche dal fatto che sia

necessario eseguire, o meno, un condizionamento dentinale. Le proprietà di autopolimerizzazione che, peraltro, dipendono dalla presenza di iniziatori diversi da quelli



impiegati nella fotopolimerizzazione, non devono indurci a pensare che un adeguato grado di conversione sia raggiungibile senza l'ausilio delle lampade polimerizzatrici. In assenza di una valida induzione promossa dalla luce, il livello di

conversione dei materiali auto-fotopolimerizzanti rimane assai basso e le caratteristiche meccaniche del materiale polimerizzato risultano al di sotto degli standard richiesti. Se a questo si aggiunge che il cemento ha, per sé, proprietà meccaniche di resistenza più basse rispetto al composito da otturazione, si può facilmente capire quanto possa risultare dannosa una procedura di cementazione nella quale non si raggiunga un grado di conversione adeguato.

Per cortesia del Prof Antonio Cerutti



## La cementazione dei manufatti in composito

È noto che gli spessori dei materiali con cui il restauro viene costruito sono determinanti non solo per le necessità di tipo meccanico ma anche al fine di poter garantire l'adeguata conversione del materiale impiegato per la cementazione. Per realizzare la cementazione di un manufatto è possibile scegliere tra:

- cementi auto-fotopolimerizzanti
- compositi fluidi
- compositi ibridi macro-micro riempiti pre-riscaldati

Tutte queste categorie di materiali hanno dei vantaggi e degli svantaggi che è necessario valutare con attenzione.

I materiali auto-fotopolimerizzabili per cementazione sono stati messi a punto proprio per questo scopo; le caratteristiche di autoconversione rendono il materiale più stabile nel tempo, garantiscono un livello di conversione discreto e una buona resistenza al carico meccanico. Tuttavia, il materiale pur risultando per sé adeguato dal punto di vista meccanico ha, in genere, caratteristiche diverse sia rispetto ai tessuti del dente sia rispetto al materiale di cui è costituito il restauro. Inoltre, è opportuno segnalare che la letteratura scientifica riporta evidenze sperimentali circa la possibilità che si verificano deficit del grado

di conversione di questi materiali quando vengono applicati per cementare restauri con spessori superiori ai 3 millimetri.

I compositi fluidi sono stati impiegati perché, rispetto a quelli appartenenti alla categoria precedente, sono risultati più agevoli da impiegare e hanno dimostrato di avere caratteristiche meccaniche leggermente superiori. Sono però molto difficilmente convertibili in modo adeguato quando gli spessori degli intarsi sono superiori ai 2 millimetri.


cementi auto-fotopolimerizzabili

L'impiego di materiali compositi macro-micro riempiti pre-riscaldati è stato proposto molto tempo fa per realizzare restauri diretti; il loro uso come materiali da cementazione è, invece, un'acquisizione più recente. L'uso di un composito

## Riscaldamento



compositi riscaldati

macro-micro riempito e pre-riscaldato garantisce un vantaggio peculiare: dacché si utilizza praticamente lo stesso materiale con cui è realizzato il restauro indiretto (che viene, in questo caso, semplicemente impiegato come materiale per la cementazione) si può contare su una compatibilità elevata, per quanto riguarda le caratteristiche meccaniche, dell'insieme costituito dallo strato di cemento e dal restauro stesso. Le interfacce (restauro-cemento)

risultano pressoché nulle e i margini sono facilmente rifinibili. Anche in questo caso le procedure di costruzione dell'intarsio e le fasi di cementazione devono essere attuate in modo rigoroso: gli spessori superiori ai 2 millimetri determinano un decremento nel livello di conversione del composito al di sotto dell'intarsio e la rimozione degli eccessi deve essere eseguita con grande scrupolo prima dell'indurimento completo del materiale. Anche in questo caso, come peraltro in molte delle circostanze cliniche che abbiamo esaminato, l'allungamento dei tempi di polimerizzazione favorisce il raggiungimento di un grado di conversione più elevato.

## Conclusioni

Future  
trends



La conversione dei materiali compositi avviene per mezzo di un processo fisico-chimico mediato da composti chimici detti “fotoiniziatori”: il più diffuso è il Canforochinone (CQ), la cui molecola può essere attivata da energia luminosa avente frequenza caratteristica intorno ai 430-450 nm.

L’energia luminosa può essere erogata attraverso diversi sistemi, per gli impieghi clinici, tipicamente, le lampade fotopolimerizzatrici; queste ultime possono avere caratteristiche differenti ma simile funzionalità.

Le lampade fotopolimerizzatrici sono suddivise in due grandi categorie:

lampade basate su sorgenti alogene (Quartz Tungsten Halogen Light) o “al plasma” (Plasma Arc) le quali, producendo luce compresa in tutto lo spettro luminoso visibile, necessitano di un sistema di filtraggio per emettere luce caratteristica nello spettro del blu

lampade con sorgente luminosa LED (Light Emitting Diode) emettono, invece, luce a una lunghezza d’onda specifica, ovviamente nello spettro del blu

L’energia luminosa, espressa in Joule, necessaria per far convertire – in modo sufficiente – una quantità di composito pari a  $2 \text{ mm}^3$  è il risultato della moltiplicazione tra il valore della radianza (espressa in  $\text{mWatt/cm}^2$ ) e il tempo di erogazione (espresso in secondi).

Tradizionalmente 16 Joule, ovvero una erogazione di  $400 \text{ mWatt/cm}^2$  per 40 secondi di tempo.

Ogni lampada presente in commercio – sia essa a base LED o a base alogena in possesso di una radianza minima di  $600 \text{ mWatt/cm}^2$  – presenta caratteristiche adeguate per soddisfare i requisiti richiesti per la polimerizzazione dei materiali resinosi a patto che i tempi di erogazione della luce non vengano ridotti rispetto a quanto realmente necessario.

La distanza tra puntale della lampada polimerizzatrice e materiale resinoso, sia esso composito o adesivo smalto dentinale, determina un decadimento esponenziale della radianza; come tale un incremento del tempo di polimerizzazione diviene fondamentale per ottenere la conversione del materiale

L'interposizione di smalto, o di materiale composito già polimerizzato (intarsi, faccette), determina, analogamente a quanto sopra esposto, un decadimento esponenziale della radianza; per ovviare al quale sarà necessario incrementare il tempo di esposizione alla luce utile per la fotopolimerizzazione

L'aumento della radianza al fine di ridurre i tempi di esposizione alla luce non sempre determina una buona conversione del materiale composito, il cui indurimento repentino può determinare tensioni a livello delle interfacce adesive

La polimerizzazione graduale, con schemi di erogazione tipo soft-start o pulse-delay, del materiale composito diminuisce le tensioni a livello delle interfacce e consente un miglior adattamento dei materiali alle superfici smalto-dentinali; tuttavia, un'analisi delle distanze tra puntale e sede di polimerizzazione dovrà essere considerata per stabilire i tempi precisi di erogazione dell'energia luminosa

Il pre-riscaldamento dei materiali compositi consente di convertirli al meglio

Gli adesivi smalto-dentinali, per le caratteristiche dei materiali che li compongono, necessitano di tempi di polimerizzazione molto più prolungati rispetto a quelli consigliati dalle case produttrici

I materiali auto-fotopolimerizzabili, utilizzati nella cementazione di manufatti in composito, possono non essere convertiti in modo efficace se gli spessori dei manufatti stessi sono superiori ai tre millimetri

Tutti i materiali compositi non sufficientemente convertiti determinano un rilascio di monomeri; questi possono essere dannosi nei confronti dei tessuti dentali, segnatamente delle cellule pulpari

La colonizzazione, da parte di batteri patogeni, delle superfici dei materiali compositi può essere più rapida e più consistente se questi ultimi non sono adeguatamente convertiti

# Appendice A

## Produttori di lampade fotopolimerizzatrici

**Kerr**

<http://www.kerrdental.it/maincategory/CuringLights>

**Satelec**

<http://www.acteongroup-products.com/mini-led?q=rub>

**3M**

[http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en\\_US/3M-ESPE-NA/dental-professionals/products/category/curing-light/](http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/3M-ESPE-NA/dental-professionals/products/category/curing-light/)

**Discus Dental**

<http://www.denmat.com/Product - Curing - FLASHlite Magna>

**Ultradent**

<http://global.ultradent.com/it/Prodotti-Dentali/Attrezzature/Lampade-LED-per-la-Fotopolimerizzazione/Pages/default.aspx>

**Faro**

<http://www.faro.it/it/lampada-polimerizzante-poliled-gold/prodotti/strumentazione/lampada-polimerizzante-poliled-gold>

**Mectron**

<http://mectron.it/Lampade-a-LED.596.0.html>

**Anthos**

<http://www.anthos.com/it/prodotti/strumenti/t-ledciccio>

**Haereus**

[http://heraeus-dental.it/media/webmedia\\_local/brochure/dentistry/transluxpowerblu.pdf](http://heraeus-dental.it/media/webmedia_local/brochure/dentistry/transluxpowerblu.pdf)

**Hangzhou Sifang Medical Apparatus Co., Ltd.**

<http://hzsmaco.en.made-in-china.com/product/VMqnuZGjCkxW/China-Wireless-LED-Curing-Light-SLC-VIIIb-.html>

**Vivadent**

<http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/products/equipment/led-curing-lights/bluephase-led-curing-lights>

**Dentsply-Caulk**

<http://www.caulk.com/pages/products/smartlitemax.html>

**Coltene**

[http://www.coltene.com/en/products/13/Curing\\_Lights.html](http://www.coltene.com/en/products/13/Curing_Lights.html)

**DENTISTRY TODAY BUYERS GUIDE**

[http://www.dentistrytoday.com/index.php?option=com\\_virtuemart&page=shop.browse&category\\_id=63&Itemid=53&TreeId=26](http://www.dentistrytoday.com/index.php?option=com_virtuemart&page=shop.browse&category_id=63&Itemid=53&TreeId=26)

## Riferimenti bibliografici

In questa sezione si è ritenuto opportuno selezionare articoli di riferimento e letteratura recente (2010-2012) sul tema della fotopolimerizzazione dei materiali compositi per uso odontoiatrico.

Alcuni capitoli del testo non sono stati sviluppati e una letteratura essenziale è stata inserita al termine di questa parte.

Il "link" in blu, sotto ogni nota bibliografica, consente di giungere direttamente all'abstract dell'articolo reperibile su PubMed.

La suddivisione è così articolata:

- Articoli di riferimento su materiali compositi, sul loro comportamento durante e dopo il processo di fotopolimerizzazione, sulle lampade fotopolimerizzatrici
- I fotoiniziatori nel processo di polimerizzazione: ruolo e componenti principali
- I moderni sistemi adesivi: modalità di polimerizzazione
- I cementi resinosi auto-foto polimerizzabili: loro impiego clinico nella restaurativa indiretta
- Biocompatibilità dei materiali compositi legata al grado di conversione
- Operatività clinica, stratificazione dei materiali compositi e sistemi di fotopolimerizzazione
- Comparazioni tra diverse modalità di polimerizzazione: diversi effetti clinici e biologici
- Comparazioni tra diverse lampade polimerizzatrici: effetti sulla qualità dei materiali compositi e sul loro comportamento clinico
- Il pre-riscaldamento dei materiali compositi: verifiche sul grado di conversione e sul loro comportamento meccanico degli stessi
- Argomenti trattati marginalmente nel testo: bibliografia essenziale
  - I sigillanti: modalità di polimerizzazione e comportamento clinico
  - Uso della fotopolimerizzazione nella cementazione di attacchi ortodontici
  - Uso dei perni nelle ricostruzioni adesive; modalità di polimerizzazione dei cementi impiegati per il fissaggio di ritenzioni intracanalari
  - Influenza delle procedure di sbiancamento sulle tecniche adesive, uso delle tecniche di sbiancamento intracoronali con materiali fotoattivabili
  - "New trends" nel processo di fotopolimerizzazione dei materiali compositi

#### Articoli di riferimento su materiali compositi, sul loro comportamento durante e dopo il processo di fotopolimerizzazione, sulle lampade fotopolimerizzatrici

1. Atai M, Watts DC, Atai Z. Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems. *Biomaterials* 2005;**26**(24):5015-20.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15769537>
2. Watts DC. Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. *Dent Mater* 2005;**21**(1):27-35.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15680999>
3. Kramer N, Lohbauer U, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent* 2008;**21**(3):135-42.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18686762>
4. Rueggeberg FA, Cole MA, Looney SW, Vickers A, Swift EJ. Comparison of manufacturer-recommended exposure durations with those determined using biaxial flexure strength and scraped composite thickness among a variety of light-curing units. *J Esthet Restor Dent* 2009;**21**(1):43-61.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19207459>
5. Price RB, Rueggeberg FA, Labrie D, Felix CM. Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units. *J Esthet Restor Dent* 2010;**22**(2):86-101.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20433559>
6. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2010;**120**(11):972-86.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21243545>
7. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 2011;**27**(1):29-38.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21093034>
8. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater* 2011;**27**(1):39-52.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21122903>

#### I fotoiniziatori nel processo di polimerizzazione: ruolo e componenti principali

1. Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Correa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater* 2006;**22**(6):576-84.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16289725>
2. Alvim HH, Alecio AC, Vasconcellos WA, Furlan M, de Oliveira JE, Saad JR. Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. *Dent Mater* 2007;**23**(10):1245-9.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17204320>
3. Chen YC, Ferracane JL, Pahl SA. Quantum yield of conversion of the photoinitiator camphorquinone. *Dent Mater* 2007;**23**(6):655-64.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16859741>
4. Schneider LF, Pfeifer CS, Consani S, Pahl SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dent Mater* 2008;**24**(9):1169-77.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18325583>
5. Pfeifer CS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Braga RR. Photoinitiator content in restorative composites: influence on degree of conversion, reaction kinetics, volumetric shrinkage and polymerization stress. *Am J Dent* 2009;**22**(4):206-10.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19824555>
6. Brandt WC, Schneider LF, Frollini E, Correr-Sobrinho L, Sinhoret MA. Effect of different photo-initiators and light curing units on degree of conversion of composites. *Braz Oral Res* 2010;**24**(3):263-70.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20877961>
7. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent Mater J* 2010;**29**(5):481-501.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20859059>
8. Kim MH, Min SH, Ferracane J, Lee IB. Initial dynamic viscoelasticity change of composites during light curing. *Dent Mater* 2010;**26**(5):463-70.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20170947>



9. Leprince JG, Lamblin G, Devaux J, Dewaele M, Mestdagh M, Palin WM, et al. Irradiation modes' impact on radical entrapment in photoactive resins. *J Dent Res* 2010;**89**(12):1494-8.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20940363>

10. Porto IC, Soares LE, Martin AA, Cavalli V, Liporoni PC. Influence of the photoinitiator system and light photoactivation units on the degree of conversion of dental composites. *Braz Oral Res* 2010;**24**(4):475-81.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21180971>

11. Wells-Gray EM, Kirkpatrick SJ, Sakaguchi RL. A dynamic light scattering approach for monitoring dental composite curing kinetics. *Dent Mater* 2010;**26**(7):634-42.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20378159>

12. Brandt WC, Tomaselli Lde O, Correr-Sobrinho L, Sinhoret MA. Can phenyl-propanedione influence Knoop hardness, rate of polymerization and bond strength of resin composite restorations? *J Dent* 2011;**39**(6):438-47.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21510999>

13. Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J, Leloup G, et al. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dent Mater* 2011;**27**(2):157-64.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21067803>

14. Miletic V, Santini A. Micro-Raman spectroscopic analysis of the degree of conversion of composite resins containing different initiators cured by polywave or monowave LED units. *J Dent* 2012;**40**(2):106-13.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22094322>

15. Stansbury JW. Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. *Dent Mater* 2012;**28**(1):13-22.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22192248>

#### I moderni sistemi adesivi: modalità di polimerizzazione

1. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, et al. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci* 2005;**113**(6):525-30

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16324144>

2. Cadenaro M, Breschi L, Antonioli F, Mazzoni A, Di Lenarda R. Influence of whitening on the degree of conversion of dental adhesives on dentin. *Eur J Oral Sci* 2006;**114**(3):257-62

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16776776>

3. Breschi L, Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Biasotto M, Prati C, et al. Polymerization kinetics of dental adhesives cured with LED: correlation between extent of conversion and permeability. *Dent Mater* 2007;**23**(9):1066-72

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17109951>

4. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;**24**(1):90-101

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17442386>

5. Cadenaro M, Breschi L, Rueggeberg FA, Agee K, Di Lenarda R, Carrilho M, et al. Effect of adhesive hydrophilicity and curing time on the permeability of resins bonded to water vs. ethanol-saturated acid-etched dentin. *Dent Mater* 2009;**25**(1):39-47

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18571228>

6. Navarra CO, Cadenaro M, Codan B, Mazzoni A, Sergio V, De Stefano Dorigo E, et al. Degree of conversion and interfacial nanoleakage expression of three one-step self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci* 2009;**117**(4):463-9

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19627360>

7. Cadenaro M, Antonioli F, Codan B, Agee K, Tay FR, Dorigo Ede S, et al. Influence of different initiators on the degree of conversion of experimental adhesive blends in relation to their hydrophilicity and solvent content. *Dent Mater* 2010;**26**(4):288-94

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20018363>

8. Ermis RB, Temel UB, Cellik EU, Kam O. Clinical performance of a two-step self-etch adhesive with additional enamel etching in Class III cavities. *Oper Dent* 2010;**35**(2):147-55

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20420057>

9. Faria-e-Silva AL, Lima AF, Moraes RR, Piva E, Martins LR. Degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesives light-cured using QTH or LED. *Oper Dent* 2010;**35**(6):649-54

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21180004>

10. Feng L, Suh BI, Shortall AC. Formation of gaps at the filler-resin interface induced by polymerization contraction stress: Gaps at the interface. *Dent Mater* 2010;**26**(8):719-29

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20621775>

11. Lopes LG, Moraes BR, Souza RM, Jardim Filho Ada V, Moreira Fdo C, Campos RE, et al. How light sources and distance of the light tip influence water sorption, solubility, and biaxial flexural strength of a composite resin. *Gen Dent* 2010;**58**(4):e162-7

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20591764>

12. Miletic V, Santini A. Micro-Raman assessment of the ratio of carbon-carbon double bonds of two adhesive systems cured with LED or halogen light-curing units. *J Adhes Dent* 2010;**12**(6):461-7

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20157649>

13. Pereira Da Silva A, Alves Da Cunha L, Pagani C, De Mello Rode S. Temperature rise during adhesive and composite polymerization with different light-curing sources. *Minerva Stomatol* 2010;**59**(5):253-8

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20502430>

14. Petrovic LM, Drobac MR, Stojanac I, Atanackovic TM. A method of improving marginal adaptation by elimination of singular stress point in composite restorations during resin photo-polymerization. *Dent Mater* 2010;**26**(5):449-55

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20189637>

15. Reis A, Ferreira SQ, Costa TR, Klein-Junior CA, Meier MM, Loguercio AD. Effects of increased exposure times of simplified etch-and-rinse adhesives on the degradation of resin-dentin bonds and quality of the polymer network. *Eur J Oral Sci* 2010;**118**(5):502-9

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20831585>

16. Tsuchiya H, Tsubota K, Iwasa M, Ando S, Miyazaki M, Platt JA. Influence of adhesive application time on enamel bond strength of single-step self-etch adhesive systems. *Oper Dent* 2010;**35**(1):77-83

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20166414>

17. Ueda M, Mine A, De Munck J, Hakogi T, Van Meerbeek B, Kuboki T. The effect of clinical experience on dentine bonding effectiveness: students versus trained dentists. *J Oral Rehabil* 2010;**37**(9):653-7

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20492442>

18. Chai Z, Li F, Fang M, Wang Y, Ma S, Xiao Y, et al. The bonding property and cytotoxicity of a dental adhesive incorporating a new antibacterial monomer. *J Oral Rehabil* 2011;**38**(11):849-56

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21480941>

19. Loguercio A, Salvalaggio D, Piva A, Klein-Junior C, de Lr Accorinte M, Meier M, et al. Adhesive Temperature: Effects on Adhesive Properties and Resin-Dentin Bond Strength. *Oper Dent* 2011

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21740245>

20. Nagas E, Cehreli ZC, Durmaz V. Effect of light-emitting diode photopolymerization modes on the push-out bond strength of a methacrylate-based sealer. *J Endod* 2011;**37**(6):832-5

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21787499>

21. Ruttermann S, Alberts I, Raab WH, Janda RR. Physical properties of self-, dual-, and light-cured direct core materials. *Clin Oral Investig* 2011;**15**(4):597-603

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20372950>

22. Souza-Junior EJ, de Souza-Regis MR, Alonso RC, de Freitas AP, Sinhoretto MA, Cunha LG. Effect of the curing method and composite volume on marginal and internal adaptation of composite restoratives. *Oper Dent* 2011;**36**(2):231-8

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21702671>

23. Souza-Junior EJ, Prieto LT, Araujo CT, Paulillo LA. Selective enamel etching: effect on marginal adaptation of self-etch LED-cured bond systems in aged Class I composite restorations. *Oper Dent* 2012;**37**(2):195-204

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22313271>

#### **I cementi resinosi auto-foto polimerizzabili: loro impiego clinico nella restaurativa indiretta**

1. Cabrera E, de la Macorra JC. Effects of polymerization contraction on interface's microTBS of luting material and dentin. *Clin Oral Investig* 2010;**14**(2):207-16.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19484274>

2. Cadenaro M, Navarra CO, Antonioli F, Mazzoni A, Di Lenarda R, Rueggeberg FA, et al. The effect of curing mode on extent of polymerization and microhardness of dual-cured, self-adhesive resin cements. *Am J Dent* 2010;23(1):14-8.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20437721>
3. de Paula AB, Tango RN, Sinhoreti MA, Alves MC, Puppini-Rontani RM. Effect of thickness of indirect restoration and distance from the light-curing unit tip on the hardness of a dual-cured resin cement. *Braz Dent J* 2010;21(2):117-22.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20640357>
4. Dukic W, Dukic OL, Milardovic S, Delija B. Clinical evaluation of indirect composite restorations at baseline and 36 months after placement. *Oper Dent* 2010;35(2):156-64.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20420058>
5. Dutra-Correa M, Alves Cunha L, De Araujo MA, Carneiro Valera M. e-Modulus of resin cements as a function of curing source and storage time. *Minerva Stomatol* 2010;59(11-12):645-51.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21217629>
6. Irie M, Maruo Y, Nishigawa G, Suzuki K, Watts DC. Physical properties of dual-cured luting-agents correlated to early no interfacial-gap incidence with composite inlay restorations. *Dent Mater* 2010;26(6):608-15.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20334906>
7. Komori PC, de Paula AB, Martin AA, Tango RN, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effect of light energy density on conversion degree and hardness of dual-cured resin cement. *Oper Dent* 2010;35(1):120-4.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20166419>
8. Koubi S, Raskin A, Dejou J, About I, Tassery H, Camps J, et al. Effect of dual cure composite as dentin substitute on the marginal integrity of Class II open-sandwich restorations. *Oper Dent* 2010;35(2):165-71.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20420059>
9. Kuguimiya RN, Alves LB, Seabra FR, Sarmento CF, Santos AJ, Machado CT. Influence of light-curing units and restorative materials on the micro hardness of resin cements. *Indian J Dent Res* 2010;21(1):49-53.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20427907>
10. Lohbauer U, Pelka M, Belli R, Schmitt J, Mocker E, Jandt KD, et al. Degree of conversion of luting resins around ceramic inlays in natural deep cavities: a micro-Raman spectroscopy analysis. *Oper Dent* 2010;35(5):579-86.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20945750>
11. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Hickel R. Clinical study of indirect composite resin inlays in posterior stress-bearing preparations placed by dental students: results after 6 months and 1, 2, and 3 years. *Quintessence Int* 2010;41(5):399-410.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20376376>
12. Matsumoto Y, Furuchi M, Koizumi H, Matsumura H. Effect of preliminary irradiation on depth of cure and hardness of a veneering composite. *J Oral Sci* 2010;52(1):71-5.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20339235>
13. Matsumoto Y, Furuchi M, Oshima A, Tanoue N, Koizumi H, Matsumura H. Effect of preliminary irradiation on the bond strength between a veneering composite and alloy. *Dent Mater J* 2010;29(1):84-8.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20379017>
14. Melo RM, Ozcan M, Barbosa SH, Galhano G, Amaral R, Bottino MA, et al. Bond strength of two resin cements on dentin using different cementation strategies. *J Esthet Restor Dent* 2010;22(4):262-8.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20690956>
15. Pick B, Gonzaga CC, Junior WS, Kawano Y, Braga RR, Cardoso PE. Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. *Eur J Dent* 2010;4(3):314-23.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20613921>
16. Santos MJ, Passos SP, da Encarnacao MO, Santos GC, Jr., Bottino MA. Hardening of a dual-cure resin cement using QTH and LED curing units. *J Appl Oral Sci* 2010;18(2):110-5.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20485920>
17. Taubock TT, Bortolotto T, Buchalla W, Attin T, Krejci I. Influence of light-curing protocols on polymerization shrinkage and shrinkage force of a dual-cured core build-up resin composite. *Eur J Oral Sci* 2010;118(4):423-9.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20662918>
18. Yan YL, Kim YK, Kim KH, Kwon TY. Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. *Oper Dent* 2010;35(2):203-10.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20420064>

19. Faria ESA, Boaro L, Braga R, Piva E, Arias V, Martins L. Effect of Immediate or Delayed Light Activation on Curing Kinetics and Shrinkage Stress of Dual-Cure Resin Cements. *Oper Dent* 2011.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21702672>

20. Franca FA, Oliveira M, Rodrigues JA, Arrais CA. Pre-heated dual-cured resin cements: analysis of the degree of conversion and ultimate tensile strength. *Braz Oral Res* 2011;25(2):174-9.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21537644>

21. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent* 2011;36(6):661-9.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21913860>

22. Kournetas N, Tzoutzas I, Eliades G. Monomer conversion in dual-cured core buildup materials. *Oper Dent* 2011;36(1):92-7.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21488735>

23. Lee JW, Cha HS, Lee JH. Curing efficiency of various resin-based materials polymerized through different ceramic thicknesses and curing time. *J Adv Prosthodont* 2011;3(3):126-31.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22053242>

24. Moraes RR, Boscato N, Jardim PS, Schneider LF. Dual and self-curing potential of self-adhesive resin cements as thin films. *Oper Dent* 2011;36(6):635-42.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21864125>

25. Onisor I, Asmussen E, Krejci I. Temperature rise during photo-polymerization for onlay luting. *Am J Dent* 2011;24(4):250-6.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22016921>

26. Onisor I, Asmussen E, Krejci I. Temperature rise during photo-polymerization for onlay luting. *Am J Dent* 2011;24(4):250-6.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22016921>

27. Taubock TT, Buchalla W, Hildebrand U, Roos M, Krejci I, Attin T. Influence of the interaction of light- and self-polymerization on subsurface hardening of a dual-cured core build-up resin composite. *Acta Odontol Scand* 2011;69(1):41-7.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20969514>

28. de Castro HL, Passos SP, Zogheib LV, Bona AD. Effect of Cement Shade and Light-curing Unit on Bond Strength of a Ceramic Cemented to Dentin. *J Adhes Dent* 2012;14(2):155-60.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22282756>

29. Ozturk E, Hickel R, Bolay S, Ilie N. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clin Oral Invest* 2012;16(1):139-46.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21057833>

30. Puppini-Rontani RM, Dinelli RG, de Paula AB, Fucio SB, Ambrosano GM, Pascon FM. In-depth polymerization of a self-adhesive dual-cured resin cement. *Oper Dent* 2012;37(2):188-94.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22166106>

#### **Biocompatibilità dei materiali compositi legata al grado di conversione**

1. Aranha AM, Giro EM, Hebling J, Lessa FC, Costa CA. Effects of light-curing time on the cytotoxicity of a restorative composite resin on odontoblast-like cells. *J Appl Oral Sci* 2010;18(5):461-6.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21085801>

2. Beriat NC, Ertan AA, Canay S, Gurpinar A, Onur MA. Effect of different polymerization methods on the cytotoxicity of dental composites. *Eur J Dent* 2010;4(3):287-92.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20613917>

3. Cruz AD, Cogo K, Bergamaschi Cde C, Boscolo FN, Groppo FC, Almeida SM. Oral streptococci growth on aging and non-aging esthetic restorations after radiotherapy. *Braz Dent J* 2010;21(4):346-50.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20976386>

4. Dos Santos PA, Garcia PP, De Oliveira AL, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG. Chemical and morphological features of dental composite resin: influence of light curing units and immersion media. *Microsc Res Tech* 2010;73(3):176-81.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19839036>

5. Durner J, Glasl B, Zaspel J, Kunzelmann KH, Hickel R, Reichl FX. Release of TEGDMA from composite during the chewing situation. *Dent Mater* 2010;**26**(7):e197-204.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20353874>

6. Kopperud HM, Schmidt M, Kleven IS. Elution of substances from a silorane-based dental composite. *Eur J Oral Sci* 2010;**118**(1):100-2.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20156272>

7. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Oper Dent* 2010;**35**(2):220-30.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20420066>

8. Matalon S, Slutzky H, Wassersprung N, Goldberg-Slutzky I, Ben-Amar A. Temperature rises beneath resin composite restorations during curing. *Am J Dent* 2010;**23**(4):223-6.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21250574>

9. Monteiro GQ, Souza FB, Pedrosa RF, Sales GC, Castro CM, Fraga SN, et al. In vitro biological response to a self-adhesive resin cement under different curing strategies. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010;**92**(2):317-21.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19927333>

10. Park SH, Roulet JF, Heintze SD. Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: curing lights and pulpal flow rates. *Oper Dent* 2010;**35**(3):353-61.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20533637>

11. Rueggeberg FA, Daronch M, Browning WD, MF DEG. In vivo temperature measurement: tooth preparation and restoration with preheated resin composite. *J Esthet Restor Dent* 2010;**22**(5):314-22.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21029335>

12. Tuna EB, Aktoren O, Oshida Y, Gencay K. Elution of residual monomers from dental composite materials. *Eur J Paediatr Dent* 2010;**11**(3):110-4.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21080749>

13. Ergun G, Egilmez F, Yilmaz S. Effect of reduced exposure times on the cytotoxicity of resin luting cements cured by high-power led. *J Appl Oral Sci* 2011;**19**(3):286-92.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21625748>

14. Manojlovic D, Radisic M, Vasiljevic T, Zivkovic S, Lausevic M, Miletic V. Monomer elution from nanohybrid and ormocer-based composites cured with different light sources. *Dent Mater* 2011;**27**(4):371-8.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21168907>

15. Polydorou O, Konig A, Altenburger MJ, Wolkewitz M, Hellwig E, Kummerer K. Release of monomers from four different composite materials after halogen and LED curing. *Am J Dent* 2011;**24**(5):315-21.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22165461>

16. Tabatabaei MH, Arami S, Zandi S, Bassir SH. Evaluation of Bis-GMA/TEGDMA monomers leaching from a hybrid dental composite resin. *Minerva Stomatol* 2011;**60**(4):159-65.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21471939>

#### **Operatività clinica, stratificazione dei materiali compositi e sistematiche di fotopolimerizzazione**

1. Kanca J, 3rd, Suh BI. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent* 1999;**12**(3):107-12.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10649930>

2. Bhushan S, Logani A, Shah N. Effect of prepolymerized composite megafiller on the marginal adaptation of composite restorations in cavities with different C-factors: an SEM study. *Indian J Dent Res* 2010;**21**(4):500-5.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21187613>

3. Cavalcanti AN, Mitsui FH, Lima AF, Mathias P, Marchi GM. Evaluation of dentin hardness and bond strength at different walls of class II preparations. *J Adhes Dent* 2010;**12**(3):183-8.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20157677>

4. Fabianelli A, Sgarra A, Goracci C, Cantoro A, Pollington S, Ferrari M. Microleakage in class II restorations: open vs closed centripetal build-up technique. *Oper Dent* 2010;**35**(3):308-13.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20533631>

5. Martos J, Silveira LF, Ferrer-Luque CM, Gonzalez-Lopez S. Restoration of posterior teeth using occlusal matrix technique. *Indian J Dent Res* 2010;**21**(4):596-9.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21187632>

6. Price RB, Felix CM, Whalen JM. Factors affecting the energy delivered to simulated class I and class v preparations. *J Can Dent Assoc* 2010;**76**:a94.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20719101>

7. Price RB, McLeod ME, Felix CM. Quantifying light energy delivered to a Class I restoration. *J Can Dent Assoc* 2010;**76**:a23.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20388311>

8. Rodrigues Junior SA, Pin LF, Machado G, Della Bona A, Demarco FF. Influence of different restorative techniques on marginal seal of class II composite restorations. *J Appl Oral Sci* 2010;**18**(1):37-43.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20379680>

9. Ruttermann S, Tomruk S, Raab WH, Janda R. Effect of Energy Density on the Physical Properties of Resin-Based Restorative Materials when Polymerized with Quartz-Tungsten Halogen or LED-Light. *Eur J Dent* 2010;**4**(2):183-91.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20396451>

10. van Dijken JW. Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: a 12-year follow-up. *J Dent* 2010;**38**(6):469-74.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20193727>

11. Vandenbulcke JD, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Comparison of curing depth of a colored polyacid-modified composite resin with different light-curing units. *Quintessence Int* 2010;**41**(9):787-94.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20806104>

12. Chuang SF, Chang CH, Chen TY. Spatially resolved assessments of composite shrinkage in MOD restorations using a digital-image-correlation technique. *Dent Mater* 2011;**27**(2):134-43.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20951420>

13. Ilie N, Jelen E, Hickel R. Is the soft-start polymerisation concept still relevant for modern curing units? *Clin Oral Investig* 2011;**15**(1):21-9.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19937074>

14. Khier S, Hassan K. Efficacy of composite restorative techniques in marginal sealing of extended class v cavities. *ISRN Dent* 2011;**2011**:180197.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21991457>

15. Tchorz JP, Doll R, Wolkewitz M, Hellwig E, Hannig C. Microhardness of composite materials with different organic phases in deep class II cavities: an in vitro study. *Oper Dent* 2011;**36**(5):502-11.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21843028>

16. Dennison JB, Sarrett DC. Prediction and diagnosis of clinical outcomes affecting restoration margins. *J Oral Rehabil* 2012;**39**(4):301-18.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22066463>

17. Wolff D, Geiger S, Ding P, Staehle HJ, Frese C. Analysis of the interdiffusion of resin monomers into pre-polymerized fiber-reinforced composites. *Dent Mater* 2012;**28**(5):541-7.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22230106>

#### **Comparazioni tra diverse modalità di polimerizzazione: diversi effetti clinici e biologici**

1. Aguiar TR, Di Francescantonio M, Ambrosano GM, Giannini M. Effect of curing mode on bond strength of self-adhesive resin luting cements to dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010;**93**(1):122-7.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20091904>

2. Aguiar TR, Di Francescantonio M, Arrais CA, Ambrosano GM, Davanzo C, Giannini M. Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements. *Oper Dent* 2010;**35**(3):295-9.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20533629>

3. Ariyoshi M, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J. Influence of filling technique and curing mode on the bond strengths of composite cores to pulpal floor dentin. *Dent Mater J* 2010;**29**(5):562-9.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20733260>

4. Arrais CA, Kasaz Ade C, Albino LG, Rodrigues JA, Reis AF. Effect of curing mode on the hardness of dual-cured composite resin core build-up materials. *Braz Oral Res* 2010;**24**(2):245-9.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20658046>

5. Ergun G, Egilmez F, Cekic-Nagas I. The effect of light curing units and modes on cytotoxicity of resin-core systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;15(6):e962-8.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20383101>
6. Garcia EJ, Reis A, Arana-Correa BE, Sepulveda-Navarro WF, Higashi C, Gomes JC, et al. Reducing the incompatibility between two-step adhesives and resin composite luting cements. *J Adhes Dent* 2010;12(5):373-9.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20157650>
7. Knezevic A, Sariri K, Sovic I, Demoli N, Tarle Z. Shrinkage evaluation of composite polymerized with LED units using laser interferometry. *Quintessence Int* 2010;41(5):417-25.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20376378>
8. Malhotra N, Mala K. Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part II. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(8):584-8, 90-1; quiz 92, 603.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20960988>
9. Malhotra N, Mala K. Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(7):498-505; quiz 06, 08.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20879203>
10. Rechenberg DK, Gohring TN, Attin T. Influence of different curing approaches on marginal adaptation of ceramic inlays. *J Adhes Dent* 2010;12(3):189-96.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20157661>
11. Sedda M, Papacchini F, Salonna P, Borracchini A, Ferrari M. Effect of post-cure heating on the flexural strength of two indirect resin composites. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2010;18(3):102-6.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21077417>
12. Aguiar FH, Georgetto MH, Soares GP, Catelan A, Dos Santos PH, Ambrosano GM, et al. Effect of different light-curing modes on degree of conversion, staining susceptibility and stain's retention using different beverages in a nanofilled composite resin. *J Esthet Restor Dent* 2011;23(2):106-14.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21477037>
13. Alomari QD, Barrieshi-Nusair K, Ali M. Effect of C-factor and LED Curing Mode on Microleakage of Class V Resin Composite Restorations. *Eur J Dent* 2011;5(4):400-8.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21912498>
14. Benetti AR, Peutzfeldt A, Asmussen E, Pallesen U, Franco EB. Influence of curing rate on softening in ethanol, degree of conversion, and wear of resin composite. *Am J Dent* 2011;24(2):115-8.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21698992>
15. dos Santos RE, Lima AF, Soares GP, Ambrosano GM, Marchi GM, Lovadino JR, et al. Effect of preheating resin composite and light-curing units on the microleakage of Class II restorations submitted to thermocycling. *Oper Dent* 2011;36(1):60-5.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21488730>
16. Umer F, Khan FR. Postoperative sensitivity in Class V composite restorations: Comparing soft start vs. constant curing modes of LED. *J Conserv Dent* 2011;14(1):76-9.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21691512>
17. Zhu S, Platt J. Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. *Oper Dent* 2011;36(4):362-71.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21834705>
18. Aguiar TR, Pinto CF, Cavalli V, Nobre-dos-Santos M, Ambrosano GM, Mathias P, et al. Influence of the curing mode on fluoride ion release of self-adhesive resin luting cements in water or during pH-cycling regimen. *Oper Dent* 2012;37(1):63-70.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21942239>
19. Ilie N, Simon A. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig* 2012;16(2):505-12.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21350865>
20. Jongsma LA, Kleverlaan CJ, Pallav P, Feilzer AJ. Influence of polymerization mode and C-factor on cohesive strength of dual-cured resin cements. *Dent Mater* 2012.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22464246>

**Confrontazioni tra diverse lampade polimerizzatrici: effetti sulla qualità dei materiali compositi e sul loro comportamento clinico**

1. Borrie F, Chadwick RG. The heat emitted from some QTH and LED light curing units in consecutive activations. A laboratory assessment. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2010;18(2):66-9.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20698420>
2. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G. The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with different light curing units. *Eur J Dent* 2010;4(4):440-6.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20922164>
3. Dall'Magro E, Correr AB, Costa AR, Correr GM, Consani RL, Correr-Sobrinho L, et al. Effect of different photoactivation techniques on the bond strength of a dental composite. *Braz Dent J* 2010;21(3):220-4.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21203704>
4. Goncalves F, Pfeifer CC, Stansbury JW, Newman SM, Braga RR. Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. *Dent Mater* 2010;26(7):697-703.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20381138>
5. Park JK, Hur B, Ko CC, Garcia-Godoy F, Kim HI, Kwon YH. Effect of light-curing units on the thermal expansion of resin nanocomposites. *Am J Dent* 2010;23(6):331-4.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21344832>
6. Rahiotis C, Patsouri K, Silikas N, Kakaboura A. Curing efficiency of high-intensity light-emitting diode (LED) devices. *J Oral Sci* 2010;52(2):187-95.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20587941>
7. Rajesh Ebenezer AV, Anilkumar R, Indira R, Ramachandran S, Srinivasan MR. Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: An in-vitro study. *J Conserv Dent* 2010;13(3):132-5.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21116387>
8. Al Shaafi M, Maawadh A, Al Qahtani M. Evaluation of light intensity output of QTH and LED curing devices in various governmental health institutions. *Oper Dent* 2011;36(4):356-61.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21834709>
9. Busemann I, Lipke C, Schattenberg A, Willershausen B, Ernst CP. Shortest exposure time possible with LED curing lights. *Am J Dent* 2011;24(1):37-44.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21469405>
10. Hancocks S, Shortall A. Summary of: 'General dental practitioners' knowledge of polymerisation of resin-based composite restorations and light curing unit technology'. *Br Dent J* 2011;211(6):276-7.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21941327>
11. Mousavinasab SM, Meyers I. Comparison of Depth of Cure, Hardness and Heat Generation of LED and High Intensity QTH Light Sources. *Eur J Dent* 2011;5(3):299-304.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21769271>
12. Santini A, Turner S. General dental practitioners' knowledge of polymerisation of resin-based composite restorations and light curing unit technology. *Br Dent J* 2011;211(6):E13.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21941302>
13. Yaman BC, Efes BG, Dorter C, Gomec Y, Erdilek D, Buyukgokcesu S. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *J Conserv Dent* 2011;14(2):136-9.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21814353>
14. Gaglianone LA, Lima AF, Napoleao de Araujo LS, Cavalcanti AN, Marchi GM. Influence of different shades and LED irradiance on the degree of conversion of composite resins. *Braz Oral Res* 2012.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22358152>
15. Rencz A, Hickel R, Ilie N. Curing efficiency of modern LED units. *Clin Oral Investig* 2012;16(1):173-9.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21234624>
16. Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. *J Dent* 2012.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22465876>

**Il pre-riscaldamento dei materiali compositi: verifiche sul grado di conversione e sul comportamento meccanico degli stessi**

1. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res* 2005;**84**(7):663-7.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15972598>
2. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF, Giudici R. Polymerization kinetics of pre-heated composite. *J Dent Res* 2006;**85**(1):38-43.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16373678>
3. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, de Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. *J Esthet Restor Dent* 2006;**18**(6):340-50; discussion 51.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17083439>
4. El-Korashy DI. Post-gel shrinkage strain and degree of conversion of preheated resin composite cured using different regimens. *Oper Dent* 2010;**35**(2):172-9.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20420060>
5. Froes-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, Francci C, Reis A, Loguercio AD. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *Dent Mater* 2010;**26**(9):908-14.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20557926>
6. Froes-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, Francci C, Reis A, Loguercio AD. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *Dent Mater* 2010;**26**(9):908-14.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20557926>
7. Lucey S, Lynch CD, Ray NJ, Burke FM, Hannigan A. Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite. *J Oral Rehabil* 2010;**37**(4):278-82.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20050987>
8. Rueggeberg FA, Daronch M, Browning WD, MF DEG. In vivo temperature measurement: tooth preparation and restoration with preheated resin composite. *J Esthet Restor Dent* 2010;**22**(5):314-22.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21029335>

9. Sabatini C, Blunck U, Denehy G, Munoz C. Effect of pre-heated composites and flowable liners on Class II gingival margin gap formation. *Oper Dent* 2010;**35**(6):663-71.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21180006>

10. Rickman LJ, Padipatvuthikul P, Chee B. Clinical applications of preheated hybrid resin composite. *Br Dent J* 2011;**211**(2):63-7.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21779058>

11. Khoroushi M, Karvandi TM, Sadeghi R. Effect of prewarming and/or delayed light activation on resin-modified glass ionomer bond strength to tooth structures. *Oper Dent* 2012;**37**(1):54-62.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21913858>

**ARGOMENTI TRATTATI MARGINALMENTE NEL TESTO: BIBLIOGRAFIA ESSENZIALE**

**I sigillanti: modalità di polimerizzazione e comportamento clinico**

1. Baseggio W, Naufel FS, Davidoff DC, Nahsan FP, Flury S, Rodrigues JA. Caries-preventive efficacy and retention of a resin-modified glass ionomer cement and a resin-based fissure sealant: a 3-year split-mouth randomised clinical trial. *Oral Health Prev Dent* 2010;**8**(3):261-8.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20848004>
2. Catelan A, Briso AL, Sundfeld RH, Dos Santos PH. Effect of artificial aging on the roughness and microhardness of sealed composites. *J Esthet Restor Dent* 2010;**22**(5):324-30.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21029336>
3. Kahler B, Swain MV, Kotousov A. Comparison of an analytical expression of resin composite curing stresses with in vitro observations of marginal cracking. *Am J Dent* 2010;**23**(6):357-64.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21344837>
4. Sasa I, Donly KJ. Sealants: a review of the materials and utilization. *J Calif Dent Assoc* 2010;**38**(10):730-4.



<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21162348>

5. Borges BC, Bezerra GV, Mesquita Jde A, Pereira MR, Aguiar FH, Santos AJ, et al. Effect of irradiation times on the polymerization depth of contemporary fissure sealants with different opacities. *Braz Oral Res* 2011;**25**(2):135-42.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21537639>

6. Borges BC, Souza-Junior EJ, Catelan A, Ambrosano GM, Paulillo LA, Aguiar FH. Impact of extended radiant exposure time on polymerization depth of fluoride-containing fissure sealer materials. *Acta Odontol Latinoam* 2011;**24**(1):47-51.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22010406>

7. Duangthip D, Ballungpattama S, Sithissetapong T. Effect of light curing methods on microleakage and microhardness of different resin sealants. *J Dent Child (Chic)* 2011;**78**(2):88-95.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22041113>

#### Uso della fotopolimerizzazione nella cementazione di attacchi ortodontici

1. Al-Saleh M, El-Mowafy O. Bond strength of orthodontic brackets with new self-adhesive resin cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;**137**(4):528-33.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20362914>

2. Baysal A, Uysal T. Resin-modified glass ionomer cements for bonding orthodontic retainers. *Eur J Orthod* 2010;**32**(3):254-8.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19793779>

3. Carvalho Fde A, Almeida RC, Almeida MA, Cevidanes LH, Leite MC. Efficiency of light-emitting diode and halogen units in reducing residual monomers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;**138**(5):617-22.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21055603>

4. Cerveira GP, Berthold TB, Souto AA, Spohr AM, Marchioro EM. Degree of conversion and hardness of an orthodontic resin cured with a light-emitting diode and a quartz-tungsten-halogen light. *Eur J Orthod* 2010;**32**(1):83-6.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19726490>

5. Magno AF, Martins RP, Vaz LG, Martins LP. In vitro lingual bracket evaluation of indirect bonding with plasma arc, LED and halogen light. *Orthod Craniofac Res* 2010;**13**(1):48-55.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20078795>

6. Malkoc S, Corekci B, Ulker HE, Yalcin M, Sengun A. Cytotoxic effects of orthodontic composites. *Angle Orthod* 2010;**80**(4):571-6.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20482365>

7. Malkoc S, Uysal T, Usumez S, Isman E, Baysal A. In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;**137**(3):379-83.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20197176>

8. Marquezan M, Lau T, Rodrigues C, Sant'Anna E, Ruellas A, Marquezan M, et al. Shear bond strengths of orthodontic brackets with a new LED cluster curing light. *J Orthod* 2010;**37**(1):37-42.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20439925>

9. Maryanchik I, Brendlinger EJ, Fallis DW, Vandewalle KS. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to various esthetic pontic materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;**137**(5):684-9.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20451789>

10. Retamoso LB, Onofre NM, Hann L, Marchioro EM. Effect of light-curing units in shear bond strength of metallic brackets: an in vitro study. *J Appl Oral Sci* 2010;**18**(1):68-74.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20379684>

11. Uysal T, Ramoglu SJ, Ulker M, Ertas H. Effects of high-intensity curing lights on microleakage under orthodontic bands. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;**138**(2):201-7.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20691362>

12. Uysal T, Ustidal A, Nur M, Catalbas B. Bond strength of ceramic brackets bonded to enamel with amorphous calcium phosphate-containing orthodontic composite. *Eur J Orthod* 2010;**32**(3):281-4.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20080960>

13. Al-Hity R, Gustin MP, Bridel N, Morgon L, Grosogeat B. In vitro orthodontic bracket bonding to porcelain. *Eur J Orthod* 2011.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21447780>

14. Cerekja E, Cakirer B. Effect of short curing times with a high-intensity light-emitting diode or high-power halogen on shear bond strength of metal brackets before and after thermocycling. *Angle Orthod* 2011;**81**(3):510-6.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21261490>

15. Cheng HY, Chen CH, Li CL, Tsai HH, Chou TH, Wang WN. Bond strength of orthodontic light-cured resin-modified glass ionomer cement. *Eur J Orthod* 2011;**33**(2):180-4.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20805142>

16. Dall'igna CM, Marchioro EM, Spohr AM, Mota EG. Effect of curing time on the bond strength of a bracket-bonding system cured with a light-emitting diode or plasma arc light. *Eur J Orthod* 2011;**33**(1):55-9.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20558589>

17. Li J. Effect of flexural strength of orthodontic resin cement on bond strength of metal brackets to enamel surfaces. *Eur J Orthod* 2011;**33**(2):167-73.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20937669>

18. Pinto CM, Ferreira JT, Matsumoto MA, Borsatto MC, Silva RA, Romano FL. Evaluation of different LED light-curing devices for bonding metallic orthodontic brackets. *Braz Dent J* 2011;**22**(3):249-53.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21915524>

19. Lamper T, Steinhauser-Andresen S, Huth KC, Ilie N, Paschos E. Does a reduction of polymerization time and bonding steps affect the bond strength of brackets? *Clin Oral Investig* 2012;**16**(2):665-71.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21448637>

#### **Uso dei perni nelle ricostruzioni adesive; modalità di polimerizzazione dei cementi impiegati per il fissaggio di ritenzioni intracanalari**

1. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod* 2008;**34**(8):1006-10.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18634936>

2. Watzke R, Blunck U, Frankenberger R, Naumann M. Interface homogeneity of adhesively luted glass fiber posts. *Dent Mater* 2008;**24**(11):1512-7.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18466965>

3. Ferrari M, Carvalho CA, Goracci C, Antonioli F, Mazzoni A, Mazzotti G, et al. Influence of luting material filler content on post cementation. *J Dent Res* 2009;**88**(10):951-6.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19783806>

4. Mazzoni A, Marchesi G, Cadenaro M, Mazzotti G, Di Lenarda R, Ferrari M, et al. Push-out stress for fibre posts luted using different adhesive strategies. *Eur J Oral Sci* 2009;**117**(4):447-53.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19627358>

5. Davis P, Melo LS, Foxtan RM, Sherriff M, Pilecki P, Mannocci F, et al. Flexural strength of glass fibre-reinforced posts bonded to dual-cure composite resin cements. *Eur J Oral Sci* 2010;**118**(2):197-201.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20487010>

6. Monticelli F, Osorio R, Toledano M, Ferrari M, Pashley DH, Tay FR. Sealing properties of one-step root-filling fibre post-obturators vs. two-step delayed fibre post-placement. *J Dent* 2010;**38**(7):547-52.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20380864>

7. Okuma M, Nakajima M, Hosaka K, Itoh S, Ikeda M, Foxtan RM, et al. Effect of composite post placement on bonding to root canal dentin using 1-step self-etch dual-cure adhesive with chemical activation mode. *Dent Mater J* 2010;**29**(6):642-8.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21099152>

8. Pereira PC, Melo RM, Chaves C, Galhano GA, Bottino MA, Balducci I. The adhesive system and root canal region do not influence the degree of conversion of dual resin cement. *J Appl Oral Sci* 2010;**18**(5):477-81.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21085803>

9. Prithviraj DR, Soni R, Ramaswamy S, Shruthi DP. Evaluation of the effect of different surface treatments on the retention of posts: a laboratory study. *Indian J Dent Res* 2010;**21**(2):201-6.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20657088>

10. Rodig T, Nusime AK, Konietschke F, Attin T. Effects of different luting agents on bond strengths of fiber-reinforced composite posts to root canal dentin. *J Adhes Dent* 2010;**12**(3):197-205.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20589257>

11. Schiavetti R, Garcia-Godoy F, Toledano M, Mazzitelli C, Barlattani A, Ferrari M, et al. Comparison of fracture resistance of bonded glass fiber posts at different lengths. *Am J Dent* 2010;**23**(4):227-30.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21250575>

12. Aksornmuang J, Nakajima M, Senawongse P, Tagami J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. *J Dent* 2011;**39**(6):422-9.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21453745>

13. Cekic-Nagas I, Sukuroglu E, Canay S. Does the surface treatment affect the bond strength of various fibre-post systems to resin-core materials? *J Dent* 2011;**39**(2):171-9.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21115098>

14. Cerutti F, Acquaviva PA, Gagliani M, Ferrari M, Mangani F, Depero LE, et al. Degree of conversion of dual-cure resins light-cured through glass-fiber posts. *Am J Dent* 2011;**24**(1):8-12.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21469400>

15. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J* 2011;**56** Suppl 1:77-83.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21564118>

16. Hatta M, Shinya A, Vallittu PK, Shinya A, Lassila LV. High volume individual fibre post versus low volume fibre post: the fracture load of the restored tooth. *J Dent* 2011;**39**(1):65-71.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20955754>

17. Ho YC, Lai YL, Chou IC, Yang SF, Lee SY. Effects of light attenuation by fibre posts on polymerization of a dual-cured resin cement and microleakage of post-restored teeth. *J Dent* 2011;**39**(4):309-15.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21291948>

18. Leme AA, Coutinho M, Insaurralde AF, Scaffa PM, da Silva LM. The influence of time and cement type on push-out bond strength of fiber posts to root dentin. *Oper Dent* 2011;**36**(6):643-8.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21864127>

19. Zorba YO, Erdemir A, Ahmetoglu F, Yoldas O. Effect of different light sources in combination with a light-transmitting post on the degree of conversion of resin composite at different depths of simulated root canals. *Dent Traumatol* 2011;**27**(3):195-8.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21457186>

20. Baena E, Fuentes M, Garrido M, Rodriguez J, Ceballos L. Influence of Post-cure Time on the Microhardness of Self-Adhesive Resin Cements Inside the Root Canal. *Oper Dent* 2012.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22335306>

21. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent* 2012;**37**(2):130-6.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21942234>

22. Calixto LR, Bandeca MC, Clavijo V, Andrade MF, Vaz LG, Campos EA. Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post. *Oper Dent* 2012;**37**(1):80-6.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21942240>

23. Vichi A, Carrabba M, Goracci C, Ferrari M. Extent of cement polymerization along dowel space as a function of the interaction between adhesive and cement in fiber post cementation. *J Adhes Dent* 2012;**14**(1):51-7.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21734976>

#### **Influenza delle procedure di sbiancamento sulle tecniche adesive, uso delle tecniche di sbiancamento intracoronal con materiali fotoattivabili**

1. Hussain M, Wang Y (2010). Influence of prolonged light-curing time on the shear bonding strength of resin to bleached enamel. *Operative dentistry* 35(6):672-681.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21180007>

2. Torres CR, Wiegand A, Sener B, Attin T (2010). Influence of chemical activation of a 35% hydrogen peroxide bleaching gel on its penetration and efficacy--in vitro study. *Journal of dentistry* 38(10):838-846.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20633597>

3. Batista GR, Barcellos DC, Torres CR, Goto EH, Pucci CR, Borges AB (2011). The influence of chemical activation on tooth bleaching using 10% carbamide peroxide. *Operative dentistry* 36(2):162-168.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21777098>

**“New trends” nel processo di fotopolimerizzazione dei materiali compositi**

1. Stepuk A, Mohn D, Grass RN, Zehnder M, Kramer KW, Pelle F *et al.* (2012). Use of NIR light and upconversion phosphors in light-curable polymers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 28(3):304-311.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22284385>

# Ringraziamenti

Un particolare ringraziamento alla Prof Milena Cadenaro Università degli Studi di Trieste per i due preziosi contributi all'interno del capitolo 3

Un vivo ringraziamento al Prof Antonio Cerutti per i contributi di ricerca, condivisi negli anni passati, e per la preziosa iconografia che illustra questo testo

Un sincero ringraziamento ai colleghi:

Prof Franco Brenna

Università degli Studi dell'Insubria

Prof Dino Re

Università degli Studi di Milano

Dr Roberto Spreafico

Libero Professionista in Busto Arsizio (VA)

per la casistica clinica gentilmente concessaci

Un altrettanto sincero ringraziamento ai colleghi:

Prof Eugenio Brambilla

Università degli Studi di Milano

Prof Sandro Rengo

Università degli Studi di Napoli - Federico II

per i contributi di ricerca presenti in questo testo.

Un ringraziamento ed un augurio per il loro futuro agli studenti del CLOPD dell'Università degli Studi di Milano:

Matteo Manetti

Matteo Silvani

Marco Ottobelli



# Autori

## Massimo Gagliani



Professore Associato di Malattie Odontostomatologiche presso l'Università degli Studi di Milano, Facoltà di Medicina, Corso di Laurea in Odontoiatria, DISS (Dipartimento di Scienze della Salute), Clinica Odontoiatrica, Via Beldiletto 1, 20142 Milano.

Titolare dell'insegnamento di Endodonzia del Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria dell'Università degli Studi di Milano.

È autore di numerose pubblicazioni scientifiche sulle maggiori riviste nazionali ed internazionali.

Presente nell'Editorial Board delle maggiori riviste nazionali di Odontostomatologia (Italian Journal of Operative Dentistry, Minerva Stomatologica), da oltre dieci anni è membro del Comitato di Direzione de "Il Dentista Moderno"; dal 2012 è Editor in Chief del Giornale Italiano di Endodonzia.

Socio Attivo dell'Accademia Italiana di Conservativa e della Società Italiana di Endodonzia.

## Massimo Simone



Odontoiatra, libero professionista dal 1992. Collabora con il Prof Massimo Gagliani presso l'Università degli Studi di Milano, Facoltà di Medicina, Corso di Laurea in Odontoiatria, DISS (Dipartimento di Scienze della Salute), Clinica Odontoiatrica, Via Beldiletto 1, 20142 Milano.

È laureato in psicologia (curriculum in psicologia sociale e dello sviluppo) e in filosofia (curriculum in logica e filosofia della scienza). PhD student (Scuola Internazionale Studi Scientifici Avanzati, SISSA Trieste; Unimi, Milano) presso il Dipartimento di Matematica "Federigo Enriques", Via Cesare Saldini, 50, 20133 Milano. Si occupa di storia della scienza, logica ed epistemologia. È attualmente impegnato in un progetto di ricerca che riguarda gli sviluppi recenti della teoria delle biforcazioni e della teoria del caos, con particolare attenzione alle applicazioni in biologia (morfogenesi).

Collabora con la casa editrice Raffaello Cortina Editore. In tale ambito si occupa soprattutto di editing scientifico e di traduzioni per la collana "Scienza e Idee" diretta dal Prof Giulio Giorello.

## Untitled

Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit, sed do eiusmod tempor incididunt ut labore et dolore magna aliqua. Ut enim ad minim veniam, quis nostrud exercitation ullamco laboris nisi ut aliquip ex ea commodo consequat.

---

### Related Glossary Terms

Trascina termini correlati qui

---

**Index**

Trova termine