

## LA FOTOPOLIMERIZZAZIONE: TECNICHE E SISTEMI

ALBERTO PUJIA\*  
CARLO CALABRESE\*\*

### Riassunto

*Viene proposto una rassegna riguardante la tecnica e i sistemi di fotopolimerizzazione, partendo dal processo chimico e fisico, mettendo in risalto le caratteristiche delle varie lampade oggi in commercio.*

### Parole chiave

*Fotopolimerizzazione, lampade, modalità di polimerizzazione.*

### Abstract

*A review is proposed regarding the technique and the systems of photopolymerization, departing from the chemical and physical trial putting in prominence the characteristics of the various lamps in commerce today.*

### Key words

*Light curing, lamps, curing technique.*

• Attual Odontostomatol 24 (2): 11-16, 2008

Per ottenere la fotopolimerizzazione di un materiale composito occorre che questo venga sottoposto ad una certa densità di energia luminosa ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ), applicata per un determinato tempo (s) e con una gamma di lunghezze d'onda (nm) compatibile con quella a cui è sensibile il sistema fotoiniziatore.

Il processo di foto polimerizzazione comincia quando i foto attivatori presenti nel composito vengono esposti a radiazioni elettromagnetiche di lunghezza d'onda definita.

Tradizionalmente la luce richiesta per tale processo, la cui intensità luminosa è compresa nell'ambito delle

lunghezze d'onda tra i 360 nm ed i 520 nm con un picco di 468-470 nm - luce blu dello spettro visibile - è generata da una lampada alogena.

La fotopolimerizzazione richiede una certa quantità di energia e questa risulta dal prodotto della potenza radiante per la quantità di tempo di erogazione della stessa.

La quantità di energia necessaria per polimerizzare un millimetro di composito è calcolata mediamente in 16  $\text{Joule}/\text{cm}^2$  [1  $\text{Joule}/\text{cm}^2$  (energia) = 1  $\text{Watt}/\text{cm}^2$  oppure 1000  $\text{mW}/\text{cm}^2$  (potenza)  $\times$  secondo (tempo)].

Schematicamente un apparecchio fotopolimerizzante,

\*Odontoiatra, Ricercatore Università degli studi di Roma "TorVergata" – Unità Operativa Dipartimentale Complessa di Odontoiatria Ospedale "S. Pertini" Roma.

\*\*Medico, Specialista in "Odontostomatologia", Specialista in "Ortognatodonzia" e specialista in Chirurgia "Odontostomatologica", responsabile Unità Operativa Dipartimentale Complessa di Odontoiatria Ospedale "S. Pertini" Roma.

definito comunemente come lampada alogena a luce visibile, è composto da una sorgente di energia elettrica, da una lampada alogena, da un filtro per la selezione della lunghezza d'onda e da un conduttore (terminale) della luce prodotta.

Le lampadine alogene generano la luce portando un sottile filamento di tungsteno alla temperatura di qualche migliaio di gradi centigradi.

Si produce principalmente radiazione calorica (spettro dell'infrarosso) mentre solo una piccola percentuale dell'emissione è nello spettro visibile, che comprendente la banda del blu, utile per la polimerizzazione.

Il filtro riduce il potenziale nocivo dei raggi infrarossi (IR) che producono calore e delle radiazioni ultra violette (UV) che possono indurre danni biologici lasciando disponibile solamente lo spettro della luce visibile. Solo l'uno per cento dell'energia prodotta diventa energia luminosa.

In relazione ai sistemi di conduzione luminosa possiamo distinguere due tipi di apparecchi.

Nel primo la trasmissione avviene attraverso un fascio di fibre ottiche contenuto in un tubo lungo e flessibile; la sorgente luminosa ed il filtro sono inseriti nel corpo mentre la parte operativa è di piccole dimensioni e molto leggera. Gli eventuali problemi sono rappresentati dall'indebolimento della luce (intensità) e dalla perdita di energia che si verificano nel passaggio attraverso le fibre ma soprattutto dalla riduzione dell'intensità luminosa per il deterioramento o la rottura dei fasci in seguito a sollecitazioni meccaniche ed usura.

Nel secondo la trasmissione della luce avviene attraverso il vetro di quarzo contenuto in una barretta rigida; in

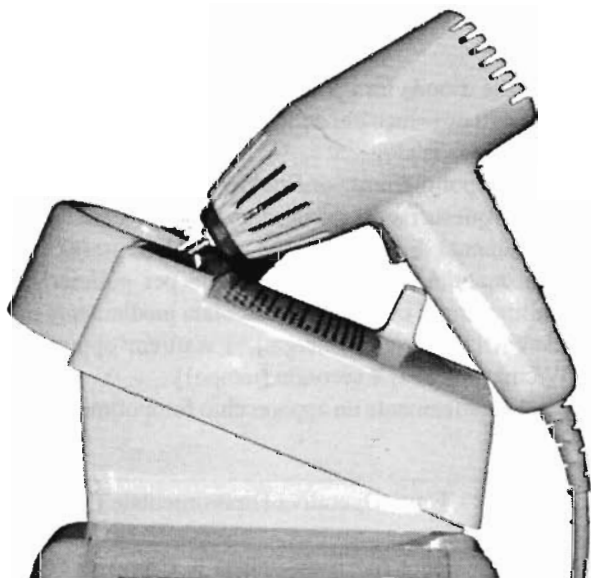
questo caso la sorgente luminosa ed il filtro si trovano nel terminale della lampada di solito più voluminoso rispetto al tipo precedente. Il vantaggio di questo sistema è quello di limitare i rischi di deterioramento e di ridurre la necessità di controlli periodici.

I puntali di tipo standard sono caratterizzati da una finestra prossimale di entrata e da una distale di uscita della luce entrambe della misura di 8 mm di diametro. Il disegno e le dimensioni del puntale possono modificare la densità luminosa prodotta.

Le prestazioni delle apparecchiature tendono a ridursi con l'uso per il deterioramento delle diverse componenti quali la lampadina alogena, il filtro ottico, il puntale, i circuiti elettrici e l'eventuale riduzione della potenza di emissione può comportare un insufficiente grado di conversione del composito negli strati più profondi alterando le proprietà meccaniche del materiale.

Esiste un rapporto di correlazione diretta tra intensità luminosa e durezza del composito.

Quando un sistema riveli un'intensità di emissione luminosa al di sotto di 250 mW/cm<sup>2</sup> deve considerarsi clinicamente inefficiente.



**Figura 1:** Lampada Alogena



**Figura 2:** Lampada a LED

Gli autori consigliano nella pratica clinica un impiego di valori pari o superiori a  $400 \text{ mW/cm}^2$  per avere un margine di sicurezza in relazione alla varietà delle situazioni operative come l'interferenza delle strutture dentali, l'inclinazione del fascio luminoso rispetto alla superficie del materiale e la distanza puntale-materiale maggiore di quella ottimale per difficoltà di accesso (si ricordi che l'intensità della luce si riduce in funzione del quadrato della distanza).

Le apparecchiature vanno periodicamente controllate e non è sufficiente che la luce emessa appaia intensa; è necessario verificare regolarmente le emissioni luminose mediante un radiometro che rappresenta attualmente il mezzo clinico più semplice per valutare la reale intensità della luce emessa.

I valori riscontrati vengono usati come termine di confronto effettuando una lettura al momento dell'acquisto, periodicamente ed ogni volta che i vari componenti dell'apparecchio, specialmente le lampadine, vengono sostituite.

In mancanza del radiometro è possibile verificare empiricamente l'efficienza dell'apparecchio polimerizzando una goccia di resina non caricata posta su di una piastra di vetro per un periodo di tempo unitario.

La reazione di polimerizzazione inizia ed è sostenuta quando l'agente fotosensibile presente nei compositi (canforochinone) è mantenuto nel suo stato eccitato che lo fa reagire con l'agente riducente (ammina terziaria) producendo radicali liberi i quali aprono i doppi legami dei gruppi metacrilati facendoli legare fra loro e formando una catena polimerica. Un radicale può integrare nella rete polimerica circa 50 monomeri.

La maggior parte della conversione viene raggiunta entro pochi minuti dall'irradiazione ma la trasformazione interessa solamente una quota sino ad una percentuale in polimero di circa il 70% del monomero; il rimanente resta intrappolato nella rete polimerica oppure viene dispersa nell'ambiente circostante. Un significativo aumento nella conversione e nelle proprietà del polimero (compresa la contrazione) è osservato fino e oltre le 24 ore.

La micro durezza costituisce un parametro che esprime in modo sufficientemente fedele il grado di conversione del materiale.

Sebbene non tutti i sistemi resinosi fotopolimerizzabili utilizzino il canforochinone come iniziatore, uno spettro di emissione di tale ampiezza (360-500 nm) garantisce un'adeguata polimerizzazione anche per i materiali che contengono sistemi iniziatori diversi specificamente sensibili ad altre lunghezze d'onda ma comprese sempre all'interno dell'intervallo indicato..

L'emissione luminosa subisce un'attenuazione di intensità in quanto la luce viene assorbita sia dallo spessore del mezzo interposto, aria e/o tessuti duri, sia per effetto della dispersione del fascio luminoso (i fenomeni di dispersione dei raggi luminosi aumentano maggiormente quanto la misura delle particelle si avvicina a quella della lunghezza d'onda della luce emessa dall'apparecchio, circa 500 nanometri = 0,5 micron).

La diminuzione dell'intensità luminosa dipende inoltre da altri fattori quali lo spessore del materiale, la presenza di riempitivo e le dimensioni delle sue particelle (quelle di dimensioni comprese fra 0,01 e 1 micron riducono maggiormente la penetrazione della luce rispetto a quelle di taglia più grande, da qualche micron a decine di micron), il colore (le tinte più scure trasmettono meno luce) e la distanza tra l'estremità del puntale e la superficie del materiale.



Figura 3: Lampada al microxenon

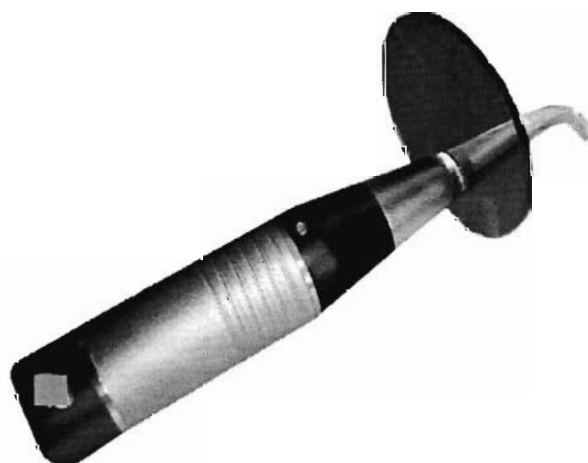


Figura 4: Lampada a LED

La fotopolimerizzazione attraverso lo smalto ed il composito comporta una riduzione dell'intensità luminosa del 70% per ogni millimetro di spessore attraversato.

Comunque si ottengono proprietà meccaniche comparabili con quantità equivalenti di energia assorbita.

Per esempio una polimerizzazione di 20 secondi a 300 mW/cm<sup>2</sup> equivale ad una di 40 secondi a 150 mW/cm<sup>2</sup>, perché in entrambi i casi l'energia fornita (che si misura in Joule) è di 6 J/cm<sup>2</sup> (20x300 = 40x150 = 6000 milliJoule/cm<sup>2</sup> = 6 J/cm<sup>2</sup>).

Clinicamente però l'allungamento del tempo di esposizione può raggiungere livelli inaccettabili.

L'efficacia clinica della polimerizzazione dei materiali compositi mediante luce visibile per la polimerizzazione diretta dei restauri è determinata da una densità di potenza luminosa non inferiore ai 400 milliWatt per centimetro cubico, un tempo di esposizione di 40 secondi, uno spessore di composito fluido di 50-150 micron, di resina composita di

0,5 millimetri ed una distanza tra il puntale ed il materiale non superiore al millimetro.

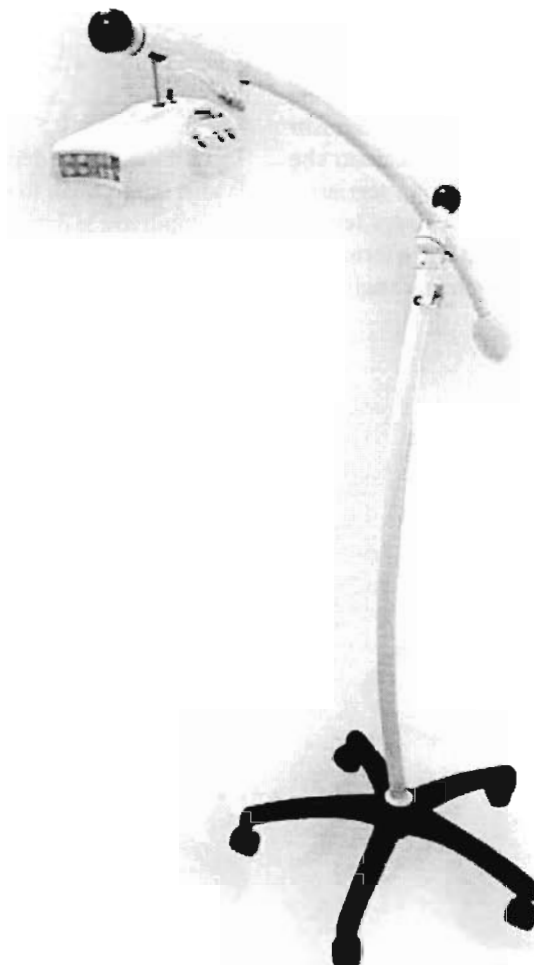
Questi requisiti influenzano le caratteristiche dei materiali compositi quali la resistenza alla compressione, alla flessione, il modulo elastico, la durezza, la resistenza all'usura, la solubilità, l'assorbimento di acqua e la forza del legame smalto-composito.

Una corretta polimerizzazione ostacola il rilascio nell'ambiente orale dei monomeri eventualmente non inglobati nella rete polimerica incompletamente formata per una insufficiente attivazione del fotoiniziatore.

Per i diversi materiali le modalità di indurimento comportano attraverso una fase visco-elastica il passaggio da un liquido viscoso a un materiale elastico ma solido.

Tutti i compositi presentano una contrazione da polimerizzazione il cui valore è di 1,7-5,7 per cento.

Quando avviene la diminuzione di volume si genera una tensione all'interno di tutti i componenti del sistema: composito, interfaccia elemento/composito e smalto.



**Figura 5:** Lampada a LED per sbiancamenti

Per controllare tali effetti si ricorre alla fotoattivazione attraverso la struttura del dente, nelle varie direzioni in modo tale che i vettori di contrazione siano sempre verso la sorgente luminosa ottenendo una maggior uniformità di polimerizzazione e di retrazione del materiale.

In alcuni casi le forze prodotte dalla contrazione possono essere così elevate (compositi ibridi 2,4-7,3 MPa e microriempiti 2,8-7,4 MPa) da provocare fratture microscopiche dello smalto oppure il distacco nell'interfaccia (adesivo-aderendo).

Per ridurre lo stress da polimerizzazione e da carico funzionale di un materiale rigido si interpone fra esso e la superficie dello smalto a cui aderisce uno strato di materiale elastico (bonding e Composito Flow) di uno spessore (50-150 micron) tale da funzionare come ammortizzatore rispetto alle forze di contrazione da polimerizzazione (tensione) e di carico funzionale (compressione).

Clinicamente, più della contrazione, interessa l'entità dello stress a cui restauro, dente e interfaccia sono sottoposti; esso dipende dal modulo di elasticità, che è diverso per le varie famiglie di materiali.

Le sostanze costituite da molecole organiche relativamente semplici e piccole le quali unendosi danno luogo alla formazione di polimeri prendono il nome di Monomeri.

Con il termine di polimeri si designano dei composti organici ad alto peso molecolare le cui molecole sono formate dall'unione di moltissime unità più piccole che si ripetono. Per le loro grandi dimensioni vengono anche definite composti macromolecolari.

La reazione chimica grazie alla quale più molecole di monomero si uniscono per formare un polimero prende il nome di polimerizzazione. In questo tipo di struttura le macromolecole del polimero risultano unite tra loro da catene trasversali. Si genera così una struttura tridimensionale (reticolata) ed il polimero può considerarsi un'unica macromolecola.

Esistono diversi tipi di lampade foto polimerizzanti distinte in vari gruppi a seconda del tipo di fonte luminosa utilizzata oltre alla lampada alogena: lampada al plasma, lampada al microxenon, lampada laser e lampada LED.

Nelle Lampade al Plasma la generazione dell'energia luminosa avviene con la creazione di un arco di luce tra catodo e anodo; per stabilizzare l'arco di luce occorre una tensione elevata. Questa libera elettroni dagli atomi di gas generando uno strato di "plasma", l'eccitazione a livello atomico contribuisce alla formazione della luce.

Lo spettro di luce emessa da queste lampade risulta ristretto e concentrato intorno a 470 nm con totale assen-

za di emissione al di sotto dei 440 nm. Presenta diversi svantaggi quali lo sviluppo di eccessivo calore (surrisaldamento della polpa), eccessivo stress all'interfaccia adesiva e costo elevato.

Simili alle lampade al plasma sono le lampade al microxenon. Il bulbo ha dimensioni simili alla lampadina alogena dove la creazione dell'arco di luce avviene tra anodo e catodo. L'avvicinamento dei due poli ha come conseguenza una riduzione della tensione necessaria per sostenere l'arco di luce, quindi si ha una riduzione della produzione di calore e aumento della vita media della lampadina.

L'emissione di luce ultravioletta prodotta da questo sistema è molto irregolare anche se rimane sempre tra 400 e 500 nm.

Le lampade al Laser emettono radiazioni elettromagnetiche in banda ristretta dello spettro da 458 a 514 nm. Il laser emette un raggio collimato (stretto, a fuoco non divergente) e la luce viene trasmessa attraverso una fibra ottica con diametro molto sottile. Un loro errato utilizzo può comportare un coinvolgimento dei tessuti vicini.

Le lampade al LED (Light Emitting Diode) risultano essere innovative rispetto alle lampade alogene. La produzione dell'energia luminosa avviene con il passaggio della corrente elettrica attraverso il chip LED.

Lo spettro di luce emessa dalle lampade LED risulta particolarmente stretto (440-490 nm) con un picco intorno a 470 nm che è lo spettro di assorbimento del foto iniziatore canforo chinone.

I vantaggi nell'utilizzo di questo sistema sono nella durata e nella costante produzione della luce e la generazione di poco calore.

### Conclusioni

Le lampade alogene convenzionali rappresentano ancora lo strumento base per una corretta polimerizzazione: le lampade allo xenon meritano di essere studiate per il vantaggio offerto dalla durata della lampadina (10.000 ore contro le 50 delle alogene) che si traduce in una polimerizzazione più riproducibile negli anni e in una minor manutenzione, inoltre permettono anche queste una polimerizzazione incrementale; Le lampade a LED (Light Emitting Diodes o diodi emittenti luce) concettualmente potrebbero rappresentare un'evoluzione nei sistemi di polimerizzazione.

Vantaggi della lampada a LED: è ergonomica, programmabile teoricamente non si deteriora mai nel tempo, quindi esonera da monitoraggi.

### Riferimenti bibliografici

TAY F.R.: "Effect of delayed activation of light-cured resin composites on bonding of all-in-one adhesive" *J. Adhes. Dent.* 2001; 3: 207-25;

- STANSBURY J.W.: "curing dental resin and composites by photopolymerization" *J Esthet. Dent.* 2000; 12: 300-8;
- ABELL A.K., LEINFELDER K.F., TURNER D.T.: "Range of photopolymerization of composite tooth restorative materials". *IADR Progr e Abst.* 58: 667, 1979.
- DE LANGE C., BAUSCH J.R., DAVIDSON C.L.: "The curing pattern of photoinitiated dental composites". *J. Oral Rehabil.* 7: 369, 1980.
- POLLACK B.F., BLITZER N.M.: "The advantage of visibile light curing resins". *NY State Dent. J.* 48: 228, 1982.
- SIDERIDOU I., TSERKI V.: "Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins" *Biomaterials* 2002; 23:1818-9;
- UHL A., MILLS R.W., JANDT K.D.: "Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology" *Biomaterials* 2003; 24: 1809-20;
- FADINI L., GAGLIANI M., CERUTTI A.: "Le Tecniche di Fotopolimerizzazione" *Il Dentista Moderno* 2006; 5: 21-42.