

Parámetros de interés de las lámparas de polimerizar (IV): Tipos de lámparas

Una vez analizados los parámetros de interés que debemos considerar en el momento de elegir la lámpara de polimerizar, veamos qué tipos de lámparas tenemos a nuestra disposición actualmente y en que grado cumplen los requisitos necesarios para conseguir una correcta polimerización.

LÁMPARAS HALÓGENAS CONVENCIONALES

Son lámparas que generan luz a partir de una bombilla halógena de baja potencia (desde los 35w hasta los 75w) y cuya intensidad de salida suele estar entre los 400 y los 700mW/cm² aproximadamente. La bombilla contiene un gas inerte y un filamento de tungsteno recubierto de cuarzo. La luz emitida es blanca y es necesaria la utilización de un filtro para que llegue a la punta de la lámpara solamente la luz azul.

Una vez pasa la luz por el filtro, la luz azul emitida lo hace en una amplitud de banda de 120nm. Esta amplitud es suficiente para que pueda estimular sin ningún tipo de problema los dos tipos de fotoiniciadores más utilizados, la canforoquinona y la fenilpropandiona.

Como ejemplos tenemos la 2500 y 300XL de 3M, la Astralis 7 de Ivoclar-Vivadent, la Optilux 401 y la 380 de Demetron, la Prolite de Dentsply o la Spectrum 800 de Dentsply (fig.1).



Fig.1

Las principales **ventajas** que tienen es que son capaces de polimerizar todos los adhesivos y composites y su eficacia está más que probada. Además, en cuanto al coste son las más económicas.

Comparten con las halógenas rápidas las siguientes **desventajas**:

- Vida limitada de la bombilla. Es de unas 100 horas de vida útil aunque hay algunas lámparas en las que desciende hasta las 20 horas (Spectrum 800 de Dentsply) o hasta las 32 horas (la 2500 ó la 3000XL de 3M). Con el tiempo van perdiendo intensidad por lo que será necesario verificarla periódicamente con radiómetros.
- Llevan un filtro que con el tiempo se deteriora y debe cambiarse.
- La bombilla genera bastante calor que debe disiparse mediante el ventilador interno que lleva la pistola. Si se sobrecalienta, la lámpara se para.

También se puede recurrir a una **lámpara halógena convencional sin cable** con el objeto de mejorar la manejabilidad. Un ejemplo es la Prolite de Dentsply, pero es más pesada y voluminosa que las demás y más cara (duplica en precio a la 3000XL de 3M). Además, requiere un tiempo de recarga (más de 7 minutos después de polimerizar durante 40 segundos y hasta 64 minutos para la recarga completa), la duración de la batería es corta (12 minutos) y la potencia es baja ($380\text{mW}/\text{cm}^2$), pero se mantiene durante los 12 minutos por lo que es válida para polimerizar todo tipo de restauraciones.

LÁMPARAS HALÓGENAS RÁPIDAS

Son lámparas halógenas cuya bombilla halógena es de mayor potencia y es capaz de generar una intensidad de hasta $1600\text{mW}/\text{cm}^2$. Hay una variante que es la Kreativ Kuring Light II de Welch Allyn en la cual la bombilla es de xenon.

Como ejemplos tenemos la Hilux 250 TA de First Medica, la Elipar Trilight de 3M ESPE, la Kreativ Kuring Light II de Welch Allyn, la Optilux 501 de Demetron (fig.2) o la Virtuoso Phase II de Den-Mat.



Fig.2

Como principales características podemos citar las siguientes:

- La misma amplitud de banda de la luz emitida que en el caso de las lámparas halógenas convencionales.
- El precio supera al de las halógenas convencionales pero es inferior al de las de arco de plasma o las de láser argon.
- Acortan el tiempo de polimerización respecto a las halógenas convencionales, aunque generalmente hay que alargar los tiempos propuestos por los fabricantes.
- Generan más calor que las convencionales, pero menos que las de láser argon o arco de plasma.

El objeto de la mayor intensidad en principio está en garantizar una más completa polimerización, esto es, un mayor grado de conversión (los estudios no demuestran que ocurra realmente así). Pero también es cierto que una mayor intensidad da lugar a un mayor módulo de elasticidad final del composite, una mayor rigidez, lo que incrementará las tensiones tras la polimerización (mayor riesgo de desajuste marginal). ¿Hasta que punto es conveniente esa mayor rigidez? No debemos olvidar que una gran ventaja del composite es que tiene un módulo de elasticidad similar al de la dentina y, si aumenta, perderemos esa ventaja. Igualmente, un menor módulo de elasticidad dará lugar a un material más elástico y, por lo tanto, capaz de absorber parte de las tensiones generadas por la contracción de polimerización.

LÁMPARAS DE ARCO DE PLASMA

La fuente de luz es una bombilla que contiene gas xenon y dos electrodos (no hay filamento). Al pasar la electricidad por los electrodos se genera una intensa luz blanca que atraviesa un filtro que sólo permite pasar luz azul a una longitud de onda de unos 470nm. La intensidad de luz emitida supera los 1400mW/cm² y llega a alcanzar los 2760mW/cm². Debido a que generan mucho calor los tiempos de emisión de luz son cortos (3 segundos) y es necesario esperar unos segundos entre disparos.

Como ejemplos tenemos la1000 PAC de American Dental Technologies, la Apollo Elite y la Apollo 95E de DMD, la ARC Light IIM de Air Techniques, la PowerPAC de American Dental Technology (fig.3), la Virtuoso de Den-Mat o la Wavelight de New Wave Dental.



Fig.3

La principal **ventaja** es la rapidez de polimerización, todo ello con el objetivo de ahorrar tiempo en el sillón.

Como **desventajas** tenemos:

- Es bastante más cara que las halógenas (unos 3000-3500\$ frente a los 600-900\$ de las halógenas convencionales o los 1000-1500\$ de las halógenas rápidas).
- No polimeriza todos los adhesivos ni todos los composites por lo que debemos verificar al comprarla que sea capaz de polimerizar el composite y el adhesivo que utilizamos habitualmente. Parece ser debido a que es tan estrecha la banda de emisión de la luz que es probable que no coincida con la del fotoiniciador de esos materiales. Esta situación ha llevado a que últimamente las casas comerciales

ofrezcan el adhesivo y el composite compatibles con la lámpara de arco de plasma.

Los estudios han demostrado que si se quieren conseguir unos niveles de adhesión idóneos con los adhesivos es necesario alargar los tiempos de exposición propuestos por las casas comerciales. Hasta 12 segundos en lugar de los 3 segundos inicialmente propuestos. Si a esto añadimos que es necesario esperar entre disparos, resulta que para polimerizar correctamente un adhesivo el tiempo se alargará hasta los 20 segundos, es decir, el mismo tiempo que si se tratara de una halógena convencional (Reality now, 1999). Igualmente ocurre con los composites si queremos conseguir una adecuada polimerización (Reality, 2002).

A pesar de la alta intensidad de la luz, la densidad energética es menor que con las lámparas convencionales si se polimeriza con los tiempos que dice el fabricante. Esto conlleva que la profundidad de polimerización sea similar e incluso menor a la que se consigue con las lámparas halógenas convencionales (Peutzfeldt y col. 2000). Por ello, se recomienda no polimerizar grosores de composite superiores a 2mm y alargar los tiempos de polimerización, pero esto supone perder la principal ventaja esgrimida por los fabricantes, o sea, la rapidez.

Esa menor densidad energética lleva igualmente a conseguir unos menores valores de conversión que las lámparas halógenas (Peutzfeldt y col. 2000). De hecho, la densidad energética emitida por la Apollo 95E es de $4.2\text{J}/\text{cm}^2$ (unos $1400\text{mW}/\text{cm}^2$ durante 3 segundos) frente a los $19.2\text{J}/\text{cm}^2$ de la 3000XL de 3M ($480\text{mW}/\text{cm}^2$ durante 40 segundos). Como vemos, con estos tiempos la lámpara halógena convencional casi quintuplica la densidad energética de la de arco de plasma. La única opción de aumentar la densidad energética será aumentando el tiempo de irradiación.

Igualmente, se ha hallado que los 3 segundos estipulados para polimerizar con ellas los composites son insuficientes para conseguir que sus propiedades físicas (resistencia a la flexión, dureza y módulo de elasticidad) sean comparables a las conseguidas con las halógenas convencionales (Peutzfeldt y col. 2000). Insisto, si se quiere equiparar resultados se deben alargar los tiempos de polimerización.

Otra indicación para la cual ha sido pensada este tipo de lámpara es para los blanqueamientos en consulta utilizando productos de blanqueamiento a altas concentraciones (peróxido de hidrógeno al 35%). Ahora bien, las altas concentraciones tienen mayor tendencia a producir efectos colaterales y, además, se consigue el mismo resultado con concentraciones altas (con o sin lámparas de plasma) que con concentraciones bajas.

En conclusión, puede ser un tipo de lámpara a tener en cuenta en el futuro pero por ahora no consigue aún mejorar de forma clara los resultados obtenidos con las halógenas convencionales.

LÁMPARAS DE LÁSER ARGON

Emiten luz azul directamente, sin necesidad de filtro, que se sitúa en una banda estrecha del espectro (de sólo 40-45nm) y centrada en unas longitudes de onda muy definidas (447.2nm, 454.6nm, 457.9nm, 465.8nm, 476.5nm, 488nm, 496.5nm y 501.7nm). La mayor parte de ellas dentro de la banda de máxima absorción de la canforoquinona. A pesar de que la intensidad de la luz emitida es de unos 900mW/cm², son capaces de polimerizar con intensidades menores ya que esa intensidad se concentra en una banda estrecha del espectro. Ahora bien, este mismo hecho puede llevar a que algunos materiales, según el fotoiniciador que lleven, no polimericen correctamente (p.e. la fenilpropandiona con un pico en los 410nm).

Como ejemplos tenemos la AccuCure Elite (fig.4) o la AccuCure 3000 de LaserMed.



Fig.4

Ventajas:

- Por su propia naturaleza, **la luz emitida no pierde intensidad** al aumentar la distancia entre la punta y el composite (las lámparas halógenas convencionales pueden perder hasta un 55% de su intensidad cuando esa distancia es de 6mm). Esto será importante cuando no podamos poner la punta próxima al composite (p.e. al polimerizar el composite del piso gingival de una clase II).
- Polimerizan muy rápido (son un 30-50% más rápidas que las convencionales).
- La polimerización es más completa (el grado de conversión es mayor), lo que permite mejorar las propiedades físicas del material. Ahora bien, la mejora de esas propiedades desaparece con el tiempo (a los 20 días los resultados se equiparan a los obtenidos con lámparas halógenas convencionales).

Desventajas:

- Son **mucho más caras** que las lámparas halógenas convencionales. El precio es el gran inconveniente, sobretodo si se tiene en cuenta que las convencionales, bastante más baratas, nos permiten polimerizar correctamente todos los materiales.
- No son capaces de polimerizar todos los composites. De hecho, al ser la banda de emisión tan estrecha, los composites y adhesivos que lleven como fotoiniciador la fenilpropandiona no se polimerizarán correctamente.
- Es más voluminosa que una halógena convencional.
- Genera bastante calor, pero en principio si se utiliza durante los periodos de tiempo recomendados no supone un aumento perjudicial de la temperatura de la cámara pulpar (se han descrito necrosis pulpares si la exposición a la luz es de 30 segundos).
- Los resultados obtenidos sobre la microfiltración de las obturaciones polimerizadas con láser argon son contradictorios aunque parece haber una tendencia a que sea mayor. La causa podría estar en el mayor grado de conversión lo que iría acompañado de una mayor contracción de polimerización o también podría ser secundaria a la mayor velocidad

de polimerización. Una posible solución a este problema es la utilización de la técnica de pulsado diferido ya comentada en el artículo correspondiente a la progresión de la intensidad de la luz (Parámetros de interés de las lámparas de polimerizar (III): Altas intensidades y progresión de la intensidad).

Vistas las ventajas y desventajas podemos llegar a la conclusión que puede ser una opción prometedora en el futuro pero de momento es excesivamente cara y ese aumento de precio no mejora en la misma proporción las aptitudes de las lámparas halógenas convencionales. Además siguen habiendo incógnitas sobre la microfiltración, la fuerza de adhesión, las propiedades mecánicas a largo plazo, etc.

DIODOS EMISORES DE LUZ (DEL)

Los diodos emisores de luz son aparatos que emiten luz cuando la electricidad pasa a través de un diodo semiconductor. La luz emitida es monocromática, con una longitud de onda determinada, que puede ir desde el rojo (aprox. 700nm) hasta el azul violeta (aprox. 400nm). De hecho se emplean en muchas aplicaciones domésticas como p.e. los mandos a distancia, los indicadores lumínicos, etc.

Los DEL que son de nuestro interés están constituidos por múltiples diodos que emiten cada uno luz con una intensidad determinada. La luz presenta una longitud de onda definida (438-501nm y el pico está en 465nm) y la intensidad alcanzada es de unos 136-350mW/cm² según el modelo (la Ultralume 2 de Ultradent alcanza los 510mW/cm²). La intensidad se sitúa sobretodo en la parte baja de ese intervalo, pero al concentrarse en una banda estrecha del espectro trata de conseguir que las propiedades de los composites polimerizados sean similares a las conseguidas cuando se polimeriza con lámparas halógenas convencionales.

Como ejemplos tenemos la Coolblu de Dental Systems International, la e-Light de GC, la Elipar FreeLight de 3M ESPE (fig.5) o la Ultralume 2 de Ultradent.



Fig.5

Presentan como principales **ventajas**:

- La baja potencia de los diodos redundan en una mayor duración de las baterías (de 20 a más de 30 minutos emitiendo a la máxima intensidad), así como una vida casi ilimitada (miles de horas) frente a la vida limitada de las bombillas halógenas (20-100horas).
- Permite emitir luz de longitud de onda definida, en este caso, la correspondiente a la canforoquinona, por lo que no requieren filtros (las halógenas y las de arco de plasma llevan filtros que se deterioran).
- No tienen problemas de calentamiento por lo que no son necesarios los ventiladores y son, por ello, más silenciosos (por la baja potencia de los diodos). Además, relacionado con esto tenemos que son los que generan el menor incremento de la temperatura en la cámara pulpar.
- Su bajo consumo permite utilizar baterías de menor tamaño y peso manteniendo una larga autonomía por lo que pueden ser inalámbricos. Todo ello mejora su manejabilidad. Ha aparecido ya una segunda generación de DEL (Ultralume 2 de Ultradent) que no son inalámbricos, por lo que se pierde una de las principales ventajas esgrimidas en su favor.
- Son ligeros. Todas las características descritas permiten confeccionar unos aparatos generalmente de menor peso (p.e la Elipar-Freelight pesa 221.1g frente a los 314 de la Optilux 501).

Las **desventajas** son:

- No polimerizan todos los materiales El hecho de emitir en una banda estrecha del espectro tiene como consecuencia que algunos adhesivos

monocomponentes y composites no queden bien polimerizados con ellas (aquellos materiales que lleven como fotoiniciador a la fenilpropandiona).

- La poca variedad de guías de luz (8-8.5mm).
- Son de muy reciente aparición y hace falta experimentar más con ellas ya que hay muy pocos estudios y menos a medio o largo plazo.
- Su precio. Se sitúan al nivel de las halógenas rápidas (unos 1500\$) con lo que, a igual precio, es preferible una lámpara sobradamente probada como es la halógena.

Los estudios realizados con DEL muestran unos resultados variables. Así, algunos demuestran que no hay diferencias con las lámparas halógenas o al menos éstas son pequeñas en cuanto a la profundidad de polimerización, a la resistencia a la compresión o a la flexión en los composites polimerizados con ambas (Jandt y col. 2000). Tampoco se ha observado un mayor riesgo de microfiltración (Harada y col. 2002). Por contra, requieren mayores tiempos de exposición si se quiere conseguir una adecuada polimerización, esto es, que la dureza del composite a una profundidad de 2mm sea del 80% de la superficial (Burgess y col. 2002, Leonard y col. 2002, Moore y col. 2002).

También se ha hallado que hay un menor grado de conversión y, también, un mayor descenso en la intensidad al aumentar la distancia de la punta a la superficie del composite. Así, a 10mm de la superficie del composite la intensidad de un DEL disminuye en un 68% (Elipar FreeLight) o incluso en un 83% (e-Light) mientras que ese descenso es de sólo el 33% en la Optilux 501 y del 38% en la Elipar TriLight.

Puede sorprender que no haya diferencias con las halógenas en lo que se refiere a la resistencia a la compresión o a la flexión desde el momento en que se considera que las propiedades físicas del composite dependen en gran medida del grado de conversión y, éste, de la intensidad de la luz (la de los DEL es casi la mitad de las halógenas convencionales actuales). La razón estriba en que las lámparas halógenas no suelen emitir en un espectro tan estrecho y la intensidad se reparte más, con lo que la intensidad que le corresponde a los 468nm es con frecuencia similar a la que ofrecen los DEL. Ahora bien, para que se den estos resultados es básico que el fotoiniciador del

composite o del adhesivo sea la canforoquinona (ésta presenta el pico de sensibilidad en los 468nm y el pico de emisión de los DEL está en los 465nm).

CONCLUSIÓN

A la luz de los conocimientos actuales parece ser aconsejable que nos movamos dentro del campo de las halógenas, ya sean convencionales o rápidas, puesto que no hay estudios a largo plazo con los otros tipos de lámparas. Además, con frecuencia las otras modalidades de lámparas a lo sumo consiguen igualar los resultados obtenidos con las halógenas al tiempo que el precio es bastante o muy superior. Quizás, alguna de estas otras modalidades se convierta en una alternativa fiable en el futuro.

Dr. Ernest Mallat Callís
Médico-Odontólogo

- Aw T.C., Nicholls J.I. Polymerization shrinkage of restorative resins using laser and visible light curing. *J Clin Laser Med Surg* 1997; 15: 137-141.
- Burgess J.O., Porche C. Composite hardness cured with four LED and one quartz-tungsten halogen curing lights. [IADR/AADR/CADR 80th General Session \(March 6-9, 2002\)](#)
- Caldwell R., Kuljarni G., Titley K. Does single versus stepped curing of composite resins affect their shear bond strength. *J Can Dent Assoc* 2001; 67: 588-592.
- Caughman W.F., Rueggeberg F.A., Curtis J.W. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *JADA* 1995; 126: 1280-1286.
- Cobb D.S., Vargas M.A., Rundle T. Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. *Am J Dent* 1996; 9: 199-202.
- Correr L., Lima A., Consani S., Sinhoreti M.A., Knowles J.C. Influence of curing tip distance on composite knoop hardness values. *Braz Dent J* 2000; 11: 11-17.
- Fleming M.G., Maillet W.A. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999; 65:447-50.
- Harada K.M., Caputo A.A., Mito R. Effect of light emitting diode curing on composite resin microleakage. [IADR/AADR/CADR 80th General Session \(March 6-9, 2002\)](#)
- Hofmann N., Hugo B., Schubert K., Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Inv* 2000; 4: 140-147.
- Jandt K.D., Mills R.W., Blackwell G.B., Ashworth S.H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes. *Dent Mater* 2000; 16: 41-47.
- Knezevic A., Tarle Z., Meniga A., Sutalo J., Pichler G. Degree of conversion and temperature rise during polymerisation of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehab* 2001; 28: 586-591.
- Leonard D.L., Charlton D.G., Roberts H.R., Cohen M.E. Polymerization efficiency of LED lights. [IADR/AADR/CADR 80th General Session \(March 6-9, 2002\)](#)
- Leonard D.L., Charlton D.G., Roberts H.R., Hilton T.J., Zionik A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerisation of a hybrid and microfilDEL composite. *Oper Dent* 2001; 26: 176-180.
- Mills R.W., Jandt K.D., Ashworth S.H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Brit Dent J* 1999; 186: 388-391.
- Miyazaki M., Hattori T., Ichiishi Y., Kondo M., Onose H., Moore B.K. Evakuation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent* 1998; 23: 50-54.
- Moore B.K., Platt J.A., Clark H.E. Properties of three comertial LED, blue-light activating units. [IADR/AADR/CADR 80th General Session \(March 6-9, 2002\)](#)

- Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerisation of light-cured resins. *Dent Mater J* 1997; 16: 60-73.
- Peutzfeldt A., Sahafi A., Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000; 16: 330-336.
- Reality now. High powered curing lights. May 1999.
- Reality now. Light emitting diode curing lights-Status report. April 2002.
- Reality. Reality Publishing Co. 2002.
- Rueggeberg F.A., Twiggs S.W., Caughman W.F., Khajotia S. Lifetime intensity profiles of 11 light-curing units. *J Dent Res* 1996; 75: 380. Abstr. nº 2897.
- Shortall A.C., Harrington E. Guidelines for the selection, use and maintenance of visible light activation units. *Br Dent J* 1996; 181: 383-387.
- Stahl F., Ashworth S.H., Jandt K.D., Mills R.W. Light-emitting diode polymerisation of dental composites: Flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials* 2000; 21: 1379-1385.
- Vargas M.A., Cobb D.S., Schmit J.L. Polymerization of composite resins: Argon laser vs.conventional light. *Oper Dent* 1998; 23: 87-93.

Publicado el 18/09/2002 en Geodental.com <http://www.geodental.net/article-6050.html>