

# Actualización de los diferentes tipos de lámparas de fotopolimerización. Revisión de la literatura

A. J. MELARA MUNGUÍA, M. ARREGUI GAMBÚS, F. GUINOT JIMENO, S. SÁEZ MARTÍNEZ,  
L. J. BELLET DALMAU

*Departamento de Odontopediatria. Facultad de Odontología. Universitat Internacional de Catalunya. Barcelona*

## RESUMEN

Al realizar preparaciones cavitarias o polimerizar materiales restauradores se genera un aumento de temperatura que puede resultar dañino para el tejido pulpar. Entre la bibliografía revisada se observan muchos efectos dañinos durante el uso de lámparas de polimerización en el momento de llevar a cabo el fotocurado de materiales restauradores.

El propósito de esta revisión bibliográfica es analizar las diferentes unidades de fotocurado que hay hoy en día en el mercado, sus ventajas y desventajas, así como las propiedades generales de las mismas.

**PALABRAS CLAVE:** Lámparas halógenas. Lámparas de arco de plasma. Lámparas LED. Canforoquinonas. Radiómetro digital.

## ABSTRACT

Cavity preparation or polymerization of restorative materials produces increase of the temperature that can disturb or even damage the pulp tissue. Investigating this subject we can observe lots of damaging effects using these polymerized curing lights at the moment of photocuring of restorative materials.

The purpose of this literal review is to analyze the different kinds of photopolymerized curing lights that we can currently meet in the market, its advantages, disadvantages; as well as general properties of the curing units.

**KEY WORDS:** Curing units. Conventional tungsten halogen light. Plasma arc curing light. Light emitting diode. Camphorquinone. Radiometers.

## INTRODUCCIÓN

Los efectos nocivos provocados por el aumento de temperatura durante los procedimientos restauradores sobre los tejidos pulpares han sido y siguen siendo motivo de preocupación en Odontología (1-3). La preparación de cavidades y la polimerización de bases y resinas de composite pueden provocar incrementos de temperatura en el suelo de la cavidad, produciéndose de manera indirecta un aumento de la temperatura intrapulpar (4).

Este incremento, como se menciona en la literatura, resulta perjudicial para la pulpa y cada efecto dependerá del grado de calor emitido por la lámpara de fotopolimerización (3).

Zach y Cohen (5) realizaron un estudio *in vitro*, utilizando dientes extraídos de monos de la especie macaco *Rhesus*, a los que les colocaron una soldadura de hierro sobre la superficie de los dientes para que se produjera un aumento de temperatura.

Concluyeron que el 15% de las pulpas se necrosó al aplicarse temperaturas de 5,5 °C y que en el 60% de los casos la pulpa no recuperó su estado normal después de un aumento de temperatura intrapulpar de 11 °C. Los resultados de este estudio deben ser interpretados con cuidado, debido a que no se monitorizaron los cambios de temperatura una vez se retiraba la soldadura de hierro.

Sin embargo, Meredith y cols. en 1984 (6) señalan que existen variaciones en los resultados al realizar estudios *in vivo*, ya que la presencia de sangre y otros fluidos pueden amortiguar el potencial de calor que ha sido generado dentro de la pulpa dental. En estudios

similares, como el realizado por Hanning y Bott en 1999 (2) y Lloyd y cols. en 1986 (7) se concluye que la sangre y la circulación de fluidos en los tubulillos dentinarios y los tejidos periodontales contribuyen de manera significativa en la disminución del calor generado tras fotopolimerizar la resina.

Existen diversos estudios en los que se comprueba cómo el calor emitido durante la polimerización del composite, con el uso de las lámparas de fotopolimerización, causan un incremento de la temperatura intrapulpar que resulta perjudicial a la pulpa. Para medir el calor generado, se utilizó la técnica de análisis térmico diferencial (DTA) en la cual se medían los niveles de temperatura producidos por los materiales dentales una vez eran sometidos a una fuente de luz. Entre estos estudios, cabe destacar el realizado por Bennet y cols. (8) en 1984, en el cual utilizaron el DTA para medir el incremento de temperatura que se producía en las cámaras pulpares de incisivos centrales superiores extraídos. Sin embargo, Mc Cabe en 1985 (9) modificó el procedimiento, de tal forma que sólo utilizaba la fuente de luz como un iniciador; una vez se activaba la reacción en la resina, retiraba el estímulo y medía el efecto que se producía en el composite. Matsutani en 1988 (10) midió los aumentos de temperatura que se generaban en diferentes composites al aplicar varias fuentes de luz en un tiempo de exposición específico.

Así, se considera que el aumento en la temperatura producido por la reacción exotérmica, a causa de la polimerización del material, resulta más perjudicial al elevar el tiempo de exposición y en función del grosor de material (6).

Castelnuovo y Tjan en 1997 (11) estudiaron cómo afecta el aumento de calor durante la fabricación de provisionales de resina; los resultados demostraron que la cantidad de calor generada durante la polimerización de la misma y la transmisión de este hacia la cámara pulpar resulta perjudicial para los tejidos pulpares, y en gran medida sobre las células odontoblásticas. Tanto el estudio de Hartanto y cols. en 1990 (12) como el de Ozturk y cols. en el 2004 (13) señalan que se generan altas temperaturas durante la polimerización de los composites, las cuales producen efectos adversos en la pulpa dental.

Se debe considerar, desde el punto de vista biológico, que para evitar el efecto adverso de la transmisión de calor se tiene que colocar el composite en la cavidad en capas incrementales de dos milímetros y polimerizarlas con una intensidad de luz moderada, evitando utilizar grandes cantidades de material y una excesiva intensidad de luz (10). Otra de las consideraciones a tener en cuenta es la que establecen autores como Matsutani y Goodis al confirmar que la resina por sí misma tiene una influencia directamente proporcional al incremento de temperatura (10,14). Así mismo Jung y cols. en el 2006 (15) determinaron que un aumento en el grosor del material tiene un efecto negativo en la profundidad de polimerizado y dureza en los diversos grados de intensidad utilizados en su estudio.

El objetivo de esta revisión literaria es analizar los diversos estudios existentes acerca del calor generado por las lámparas de polimerización en el momento de fotocurar los materiales restauradores, así mismo, describir las unidades de curado existentes hoy en día en el mercado, sus principales ventajas y desventajas.

## FACTORES QUE DETERMINAN LA POLIMERIZACIÓN

Existen tres factores fundamentales para obtener éxito en la fotopolimerización del material restaurador: intensidad de radiación, longitud de onda y tiempo de exposición (16).

Según Abalos y cols. en el 2004 (17) la intensidad de la luz de la lámpara de polimerización es un factor que habitualmente se desconoce y que se debe tener en cuenta, para la correcta polimerización de los materiales restauradores. El grado de conversión es el parámetro que determina las propiedades físicas, mecánicas y biológicas finales del material polimerizable al ser aplicada la fuente de luz. Es muy importante conocer la magnitud de la intensidad; así con una baja intensidad se produce un grado de conversión bajo y unas propiedades mecánicas finales de la restauración insuficiente, que desencadenará un fallo mecánico. Del mismo modo, con una alta intensidad se puede producir la transmisión de tensiones indeseables en la interfase diente-material, con un posible fallo adhesivo que traerá como resultado microfiltración, hipersensibilidad, decoloración y/o caries marginal.

La cantidad de energía aportada por la lámpara se define como el producto de la intensidad por el tiempo de exposición. La radiación se desplaza en forma de onda que al pasar a través de aire u objetos sólidos translúcidos van perdiendo intensidad. Por lo tanto, la cantidad de energía lumínica que recibe un composite fotopolimerizable se relaciona con la dureza máxima y el grado de conversión de cada resina.

Verslius en 1996 (18) demostró que la microdureza del composite utilizado en su estudio disminuyó a partir del momento en que la resina recibió menos de 50 mW/cm<sup>2</sup> de energía lumínica en un periodo de 60 segundos. Experimentos *in vitro* han demostrado que una intensidad lumínica inferior a 100 mW/cm<sup>2</sup>, afecta negativamente a la resistencia compresiva en la unión amelodentinaria en espesores de composite de 3,25 mm. Otros autores como Harris y cols. en 1999 (19) consideran que se necesitan intensidades superiores a 180 mW/cm<sup>2</sup> para polimerizar de forma correcta composites de 2 mm de espesor. Sin embargo, el fabricante de la lámpara de polimerización Demetron® sugiere que se requieren intensidades superiores a 300 mW/cm<sup>2</sup> para polimerizar incrementos de composite de hasta 3 mm de espesor.

Autores como Manga en 1995 (20) demuestran que se requieren intensidades de por lo menos 600 mW/cm<sup>2</sup> para polimerizar el composite de 2 mm de espesor. Rueggeber en 1993 (21) recomendó que la fuente de luz sea como mínimo de 400 mW/cm<sup>2</sup> para polimerizar el material restaurador (Tabla I).

En un estudio realizado por Abalos y cols. en 2004 (17) demostraron que las lámparas de fotopolimerización que utilizaran intensidades de salida entre 300 y 800 mW/cm<sup>2</sup>, para el color A3 de la resina Tetric Ceram®, alcanzan profundidades de 4,5 a 5,5 mm.

Otro factor que debemos considerar es la distancia entre la guía de luz y el composite. Está demostrado que al aumentar la distancia entre la lámpara y el material de obturación, disminuye la intensidad de fotopolimeriza-

TABLA I

INTENSIDADES RECOMENDADAS PARA LA FOTOPOLIMERIZACIÓN DE COMPOSITOS		
Estudios publicados	Intensidades recomendadas	Resina de composite utilizado
Rueggeber y cols. 1994 (21)	400 mW/cm <sup>2</sup>	Siluxplus® (microrelleno) P50® (híbrida)
Manga y cols. 1995 (20)	600 mW/cm <sup>2</sup>	XRV Herculite enamel® A3 (microhíbrida)
Abalos y cols. 2004 (17)	300-800 mW/cm <sup>2</sup>	Tetric Ceram® A3 (microhíbrida)
Demetron®	>300 mW/cm <sup>2</sup>	No específica

ción y la penetrabilidad de los fotones en el proceso de activación. Se observa que existen otros factores como el grosor del conducto óptico y el ángulo de inclinación que también influirán en el éxito de la polimerización (21).

En su estudio Price y cols. en 2002 (22) concluyeron que al utilizar una guía de luz turbo (que tiene una abertura de entrada de 13 mm de diámetro) en comparación con la abertura de entrada de 8 mm de una guía de luz estándar, se transmitía aproximadamente un 42% más de energía lumínica que producía la polimerización óptima del composite.

También se observó que esta energía transmitida a través de siete resinas diferentes, disminuyó exponencialmente a medida que el grosor del material aumentaba. Resultados similares se observaron en los estudios realizados por Matsutani en 1988 y Goodis en 1990 (10,14).

Entre los últimos factores que influyen en el éxito de polimerización se encuentra el efecto post-curado de la resina de composite. Cuando se expone la resina a una determinada longitud de onda e intensidad, el composite va a iniciar una serie de reacciones, estimulándose los radicales libres que desencadenan la reacción de polimerización y posterior endurecimiento del material. De este modo podemos establecer que en grados de conversión mayores; las propiedades físicas, mecánicas y biológicas finales de los composites serán idóneas (23,24). Como conclusión el post-curado dependerá de la cantidad de radicales libres generados al aplicarse la radiación, la temperatura almacenada y la reactividad en la cadena de polímeros. Tanto Schneider como Tarle y cols. en el 2006 (23,25) concluyeron que el grado de conversión y post-curado del composite dependerá del tipo de fotoactivación aplicada.

## CANFOROQUINONAS

Los primeros sistemas fotoactivadores que emplearon la luz ultravioleta (UV), estaban compuestos por un éter metílico de benzoína. Actualmente, la utilización de este tipo de luz ha desaparecido, empleándose la luz visible de longitud de onda mayor (próxima a los 450 nm), que presenta mejores resultados y carece de los efectos de fotosensibilización propios de la UV (26,27) (Fig. 1).

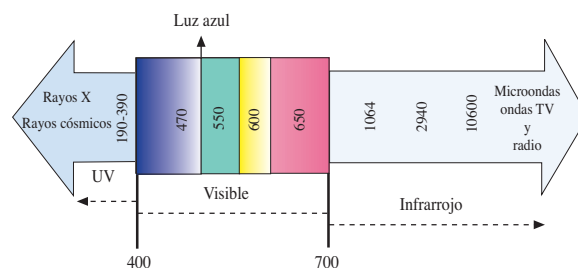


Fig 1. Espectro electromagnético (nanómetros).

El mecanismo de fotopolimerización se basa en el uso de fotones luminosos que se encargan de vehiculizar la energía, utilizando fotoactivadores que por efecto de la radiación producen radicales libres, capaces de actuar sobre el monómero y desencadenar la reacción (27).

La mayoría de fotoiniciadores se componen de dos elementos: el primer elemento es el propio fotoiniciador, el cual absorbe directamente la luz que le ha sido aplicada y el segundo es el coiniador, el cual interactúa con el iniciador activado. Una vez ha ocurrido esta interacción, se generan radicales libres y se desencadena la reacción de polimerización (28).

El fotoiniciador más comúnmente utilizado en las resinas dentales es la canforoquinona, un di-2,3-diceto-1, 7, 7-trimetilnorcanfano. Su rango de absorción se sitúa entre los 400 y 500 nm, con un pico máximo de absorción de 470 nm. Requiere de una amina terciaria alifática, la cual actúa como un agente reductor, usualmente es una dimetil-amino-etil-metacrilato (DMAEMA); la interacción de la canforoquinona con la amina hace que ocurra una polimerización eficiente (28,29).

Además de las canforoquinonas, existen otros tipos de fotoiniciadores, como el 1-fenil-1,2-propanedione (PPD) y el benzil (BZ). El pico máximo de absorción del PPD es de 393 nm y el del BZ es de 385 nm. A diferencia de las canforoquinonas, el pico de absorción de estos compuestos es cercano a la región ultravioleta y se extienden ligeramente a la zona de luz visible. Por lo tanto, la generación de radicales libres de estos compuestos es insuficiente cuando se utilizan lámparas LED, ya que sus longitudes de ondas (430-480 nm) no son lo bastante intensas para poderlos activar. De este modo, si se utilizan resinas que contengan este tipo de fotoiniciador, se recomienda el uso de lámparas halógenas, ya que éstas emiten longitudes de onda en un rango más amplio (400-500 nm) (28,30,31).

No todos los fotones que son aplicados en las resinas son absorbidos por los fotoiniciadores; debe existir una relación óptima entre el espectro de emisión de luz por las unidades de curado y el tipo de iniciador que desencadenará la reacción de polimerización. De esta manera las propiedades químicas del fotoiniciador son fundamentales para lograr propiedades mecánicas y físicas satisfactorias en los polímeros. Es muy importante controlar la intensidad de la luz de las lámparas para poder determinar la luz total útil, definida como la luz emitida por la unidad de curado que será absorbida por el fotoiniciador (28,29,32).

Existen curvas para esquematizar el comportamiento de los fotoiniciadores una vez han sido activados por las lámparas de fotopolimerización. Por ejemplo en cuanto a la relación de la curva de las canforoquinonas (CPQ) y las longitudes de ondas que utilizan los diferentes tipos de lámparas, se dice que las lámparas halógenas poseen longitudes de onda entre 400 y 500 nm. Gran parte del espectro de luz de las lámparas halógenas (convencional y de alta intensidad) se extiende y está fuera de la curva de CPQ. Sin embargo, las lámparas tipo LED tienen longitudes de onda que están entre 430-480 nm, las cuales se acercan al pico central de absorción de luz por parte de las canforoquinonas, donde se emiten el 95% de los fotones (15,32) (Fig. 2).

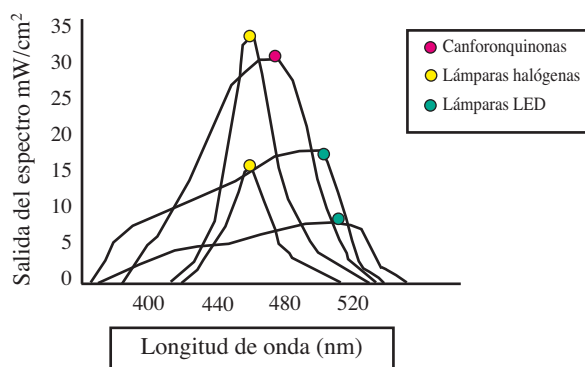


Fig. 2. Comportamiento de lámparas con respecto a la curva de las canforoquinonas.

## LÁMPARAS HALÓGENAS

Actualmente, las lámparas más utilizadas en la consulta dental son las lámparas halógenas, debido principalmente a su bajo coste. Entre los principales mecanismos de funcionamiento destacamos su capacidad operativa con una intensidad entre 400 y 800 mW/cm<sup>2</sup>, para llevar a cabo el proceso de polimerización del material en un tiempo de 40 segundos (32).

Es de especial interés conocer las partes que constituyen la lámpara halógena, descritas a continuación (32-34) (Fig. 3):

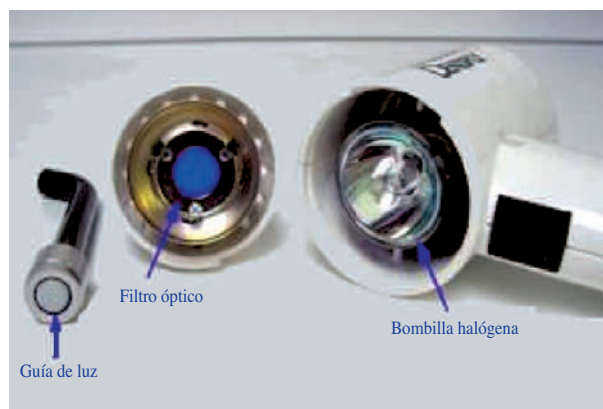


Fig. 3. Componentes de las lámparas halógenas convencionales.

—*Bulbo de halógeno*: contiene un filamento de tungsteno que produce energía al calentarse. Cuando es calentado con una temperatura de aproximadamente 3.000 kelvin, se vuelve incandescente y emite una radiación electromagnética en forma de luz visible, también genera una gran cantidad de radiación infrarroja.

—*Filtros*: son necesarios para conseguir emitir únicamente el rango del color azul dentro del espectro de luz visible. Su función es absorber todas las longitudes de onda del espectro, excepto la correspondiente a la luz azul.

—*Sistema de ventilación*: ubicado cerca del bulbo generador de luz, evita el sobrecalentamiento, permitiendo utilizar un bulbo de alta potencia que produce la cantidad de radiación conveniente.

—*Sistema de conducción de la luz*: la luz es conducida a través de un sistema óptico que puede ser flexible o rígido. Es preferible el sistema tipo rígido pues mantiene mejor a lo largo del tiempo la integridad de los componentes ópticos.

Entre las principales desventajas que presentan las lámparas halógenas destacamos:

—Los bulbos de halógeno tienen un tiempo de vida corto (40-100 horas), ya que se van desgastando con el uso (35).

Miyazaki y cols. en 1998 (36) evaluaron la funcionalidad de las lámparas halógenas cuando se utilizaban en la práctica privada. El estudio fue realizado en 1995 utilizando la lámpara Visilux 2 (3M) como lámpara control; esta unidad de curado era nueva en el momento de realizar el estudio y se registró la intensidad de luz inicial. Se seleccionaron 10 lámparas de la misma marca que el control y que habían sido adquiridas por los odontólogos entre 1989 a 1993; de modo que los bulbos, filtros y las guías de la luz se reemplazaban por otros nuevos, midiéndose las nuevas intensidades generadas tras la sustitución. La potencia de la lámpara aumentaba un 36% cuando se cambiaba sólo el bulbo de la lámpara; un 157,7% cuando se reemplazaba el filtro y un 46% cuando se cambiaba únicamente la guía de luz. Se observaban incrementos del 322,7% cuando se reemplazaban los tres elementos a la vez.

—Los filtros de luz se desgastan con el tiempo debido a su proximidad con el bulbo de halógeno, lo cual reduce la eficacia en la potencia de la lámpara.

—Incomodidad para el odontólogo al utilizarlas, ya que necesitan un cable de energía para poder funcionar.

Benett y Watts en 2004 (35), demostraron que la lámpara halógena convencional tiene una profundidad de polimerización mayor, en comparación con las lámparas LED. En el éxito de la polimerización influye la distancia entre el espécimen de la muestra y la fuente de luz. A distancias de 8 mm, con un tiempo de radiación de 20 segundos la profundidad de curado de dos lámparas LED fue de 1,7 y 2,3 mm respectivamente; sin embargo, con la lámpara halógena convencional fue de 2,6 mm. Los resultados demuestran que la máxima profundidad de polimerización se logra cuando la punta de la lámpara está más próxima al composite. A una distancia de 0 mm, la lámpara LED1 presentó una profundidad de 2,7 mm; la lámpara LED2 3,1 mm y la lámpara halógena convencional 3,4 mm. Los autores recomiendan que al fabricar una guía de luz con una



punta de menor diámetro se puede lograr una mayor profundidad de curado dentro de la cavidad, ya que las partes más profundas del material restaurador reciben una mayor radiación. No se debe confundir el término menor diámetro de la punta de luz con lo que es la guía de luz turbo; la última se refiere a la abertura de entrada de la luz.

## LÁMPARAS DE ARCO DE PLASMA

Fueron diseñadas para aumentar la intensidad de polimerización del composite, hasta intensidades aproximadas de 1.800 mW/cm<sup>2</sup>, disminuyendo el tiempo de polimerización. Su mecanismo de acción se inicia al aplicar un alto voltaje entre dos electrodos, produciendo un arco de luz entre ellos (33).

En cuanto al tiempo requerido para obtener la polimerización, los composites con un alto contenido de relleno se polimerizan en 10 segundos; en cambio los que poseen menor cantidad de relleno y son de tonalidad más clara, lo hacen en 5 segundos (32). Hashimoto y cols. en 2002 (37) hicieron un estudio en el que la lámpara de arco de plasma utilizada tenía una intensidad de 1800 mW/cm<sup>2</sup> para polimerizar el composite en un tiempo de 6 segundos, y de esta manera presentar propiedades similares a las obtenidas con la lámpara halógena convencional en un tiempo de 40 segundos.

La principal desventaja que presentan estas lámparas es el aumento de calor causado por la alta intensidad de radiación provocando efectos negativos en el composite, como es una rápida contracción, que compromete los márgenes de la restauración, y también puede producir lesiones pulpares (13,32).

En un estudio realizado por Ozturk y cols. en 2004 (13) calcularon los aumentos de la temperatura, al fotopolimerizar el adhesivo y el composite con la lámpara de arco de plasma. Las temperaturas registradas en el estudio fueron: para el sistema adhesivo entre 2,12-5,16 °C y para el sistema de composite de 2,16-3,75 °C. Sin embargo, al comparar las temperaturas anteriores con las registradas con las lámparas halógenas convencionales se observan valores de 1,27-2,83 °C para el adhesivo y 1,86-2,85 °C para la resina. En el mismo estudio se comparó la lámpara LED, en la que se observaron los resultados de temperaturas más bajos (1,10-2,08 °C para el sistema adhesivo y de 1,13 -2,59 °C para el sistema de resina).

El aumento máximo en la temperatura producido por la lámpara de arco de plasma al fotopolimerizar el sistema adhesivo fue de 5,16 °C; este valor se encuentra dentro de los límites fisiológicos de la pulpa establecido en el estudio de Zach y Cohen en 1965, en el cual concluyeron que valores iguales o superiores de 5,5 °C causan necrosis pulpar (5,13).

## LÁMPARAS LED (LIGHT EMITTING DIODE)

Estas lámparas fueron introducidas en el mercado en 1995, con el objetivo de polimerizar determinados materiales dentales. Su principal ventaja se basa en que posee tiempos de curado mucho menores que los utili-

zados con las lámparas halógenas convencionales, siendo su intensidad aproximadamente 400 mW/cm<sup>2</sup> (35) (Fig. 4).



Fig. 4. Lámpara LED.

Conviene considerar que la generación de luz se produce por medio de semiconductores compuestos principalmente por nitrato de galio, que emite luz azul y resulta responsable de la eficacia de este tipo de lámparas. El voltaje es aplicado a través de las uniones que existen entre los dos semiconductores (*n-doped* y *p-doped*), dando lugar a una longitud de onda específica (430-480 nm).

Los LED son aditamentos semiconductores del tipo n-p que están contruidos por dos capas conductoras, una con electrones *n-doped* y otra con agujeros del tipo P. Cuando un pequeño voltaje es aplicado hacia las terminales, los electrones son inyectados de la región "n" hacia la región "p" y viceversa; de este modo los agujeros (capa sin electrones) y electrones se van a unir y emitirán fotones de igual longitud de onda. Este tipo de radiación recombinante es la base de la luz emitida por medio de diodos y constituye la razón principal de que emitan únicamente luz azul.

El color de la luz LED es característico y lo determina la composición de los semiconductores; estos a su vez se caracterizan por la denominada separación de banda; en los LED esta separación se utiliza directamente para producir la luz. Cuando los electrones pasan de un nivel de máxima energía a otra de menor se libera la diferencia exacta de energía de la separación de banda, en forma de fotón; esta luz tiene una distribución espectral estrecha, es decir solo actúa en las longitudes de onda deseadas (38).

Entre las principales ventajas de este tipo de lámparas destaca el aumento en el tiempo de vida que es superior a 10.000 horas, con un mínimo desgaste en su rendimiento. Otras ventajas son: el no requerir filtros para la producción del espectro de luz azul ni ventiladores que enfríen las lámparas, su resistencia a la vibración, pesan poco y son inalámbricas (13,33).

Recientemente han surgido en el mercado las nuevas lámparas LED de alta intensidad, con el objeto de reducir los tiempos de curado. Este tipo de lámparas utiliza

sólo un LED de alta intensidad, en comparación con las de primera generación que utilizan 19 LED de luz azul. Respecto a las anteriores su intensidad es de 1.000 mW/cm<sup>2</sup>, y debido a su bajo peso (220 gramos), su ergonomía resulta beneficiosa (32).

Wiggins y cols. en el 2004 (32) realizaron un estudio para comparar la efectividad de una lámpara LED de segunda generación (HP LED), una de primera generación, una lámpara halógena convencional y una de alta intensidad. Entre los factores que se consideraron en su estudio destacamos: la profundidad de curado sobre tres materiales, su adhesión hacia los tejidos duros del diente y el aumento de temperatura.

Estos autores concluyeron que la eficiencia del curado con la HP LED fue similar a la producida por los otros tres tipos de lámpara; sin embargo, como principal diferencia destacamos el tiempo utilizado en el proceso de polimerización, que fue la mitad del que se utiliza con la lámpara LED y halógena convencional. Otra de las conclusiones a las que se llegó, fue que la temperatura de polimerización alcanzada por el composite con la lámpara LED convencional y la de alta intensidad fue menor que con las halógenas.

En otro estudio realizado por Soares y cols. en el 2007 (39) se concluyó que al polimerizar las resinas con lámparas LED de segunda generación, utilizando un fotocurado de intensidad suave y normal, producen valores altos en el grado de conversión al ser comparadas con las lámparas LED convencionales, disminuyendo así el riesgo de microfiltración, degradación de la matriz orgánica de la resina y caries recurrente (39).

Por último, en la bibliografía revisada destacamos el estudio realizado por Aravamudhan en 2006 (40), que concluye que seis de las siete lámparas LED evaluadas, presentaron un rendimiento similar en cuanto a la profundidad de curado, grado de conversión, dureza y temperatura; al compararse con una lámpara halógena convencional (13).

La desventaja principal de las lámparas LED es que poseen un espectro de emisión estrecho, es decir, que sólo polimerizan ciertos materiales. Muchas resinas fotopolimerizables tienen co iniciadores de reacción en lugar de las canforoquinonas; en los cuales las longitudes de onda de este tipo de lámparas son insuficientes para desencadenar la reacción de polimerización (38).

## RADIÓMETROS DIGITALES

En la actualidad conocemos la intensidad de salida de la lámpara gracias al uso de radiómetros. Debe existir una coherencia entre la lámpara de polimerización y su propio radiómetro para evitar resultados erróneos respecto a la intensidad. En caso de utilizarlo de manera adecuada, existe una buena correlación entre las intensidades de las lámparas y la medida realizada por el radiómetro en la consulta dental (17).

Abalos y cols. en el 2004 (17) hicieron una revisión bibliográfica con respecto a la correcta intensidad de las lámparas de fotopolimerización sobre las resinas de composite. Entre los factores que deben considerarse para evitar bajas intensidades en las lámparas son: rotu-

ras de la estructura interna de los cables, años de uso de la lámpara y suciedad de la boquilla.

Resulta imposible para el odontólogo determinar visualmente la intensidad de la luz; valorando si está en el rango óptimo de polimerización. Así se debe tener en cuenta que la dureza en la superficie del material polimerizado no es un criterio fiable, debido a que el curado de la superficie del material restaurador puede ocultar resina que no ha sido lo suficientemente polimerizada en la parte profunda de la preparación cavitaria.

Por este motivo surgieron en el mercado los radiómetros, cuya función es medir la intensidad de la luz de las unidades de curado y valorar si se encuentran en condiciones óptimas para producirse una correcta polimerización.

Hansen y cols. en 1993 (24) describieron los diferentes radiómetros digitales que existen en el mercado y su funcionamiento. Entre los radiómetros descritos destacan el *CL-tester* (Suecia), *Demetron Curing Radiometer Model* (EE. UU.), *Sure Cure Tester* (EE. UU.).

El radiómetro CL-tester presenta un interés especial, ya que mide únicamente las longitudes de onda, en la que es efectiva la lámpara de polimerización. Este radiómetro posee 10 diodos: 3 rojos, 4 amarillos y 3 verdes, que indican respectivamente el estado de intensidad de la lámpara. El color rojo indica que la intensidad de la luz es insuficiente para llevar a cabo la polimerización; el amarillo indica que la intensidad es suficiente para llevar a cabo la reacción de curado y el verde el rango de intensidad de la lámpara es de buena a muy buena.

El radiómetro Demetron® 100 mide la intensidad de la luz en una escala de 0 a 1.000 mW/cm<sup>2</sup>. La lámpara de fotopolimerización no debe ser utilizada si el radiómetro indica una intensidad inferior a 200 mW/cm<sup>2</sup>. Con valores entre 200 y 300 mW/cm<sup>2</sup>, el fabricante recomienda un incremento en el tiempo de curado. Sin embargo con una intensidad alrededor de 300 mW/cm<sup>2</sup> la energía es suficiente para polimerizar el material a profundidades superiores de 3 mm.

El *Sure Cure Test* mide la potencia sobre una escala entre 0-99, determinando si el funcionamiento de la lámpara es alto, medio o bajo.

En el estudio realizado por los investigadores mencionados anteriormente se llegó a la conclusión que de los tres aparatos utilizados, ninguno resultó completamente fiable; sin embargo, constituyen una herramienta muy útil para monitorizar la potencia de la lámpara de polimerización siempre y cuando el radiómetro y la unidad de curado estén perfectamente calibrados (25).

## CONCLUSIONES

1. Las lámparas tipo LED demuestran tener mejores propiedades en comparación con las lámparas halógenas. Entre ellas destacamos: bajo peso, ergonómicas e inalámbricas.

2. El pico de potencia de las lámparas LED dentro del espectro confirman que tienen una emisión de energía más eficaz (460 y 490 nm) para la activación de las canforoquinonas en comparación con las lámparas halógenas convencionales.

## CORRESPONDENCIA:

Luis Jorge Bellet Dalmau  
 Universitat Internacional de Catalunya  
 Facultat de Odontologia  
 Departament de Odontopediatria  
 Hospital General de Catalunya  
 Josep Trueta, s/n  
 08190 St. Cugat del Vallès, Barcelona  
 e-mail: ljbellet@csc.uic.es

## BIBLIOGRAFÍA

- McCabe J, Wilson H. The use of differential scanning colorimetry for the evaluation of dental materials. *J Oral Rehabil* 1980; 7: 103-10.
- Hannig M, Bott B. In vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater* 1999; 15: 275-81.
- Goodis H, White J, Gamm B, Watanabe L. Pulp chamber temperature changes with visible-light cured composites in vitro. *Dent Mater* 1990; 6: 99-102.
- Smail S, Patterson C, McLundie A, Strang R. In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite. *J Oral Rehabil* 1988; 15: 361-6.
- Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965; 19: 515-30.
- Meredith N, Watts A, Patterson R, Strang R. Communication between the oral cavity and the dental pulp. *Int Endod J* 1984; 18(3): 213-9.
- Lloyd C, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater* 1986; 2: 170-4.
- Bennet G, Blank F, Robertello F, Pelleu G. Thermal effect of visible light and chemically cured resins. *J Dent Res* 1984; 63: 199.
- McCabe J. Cure behavior of light activated composites by differential thermal analysis. *J Dent Res* 1985; 64: 229.
- Matsutani S, Setcos J, Schnell R, Phillips R. Temperature Rise during polymerization of visible light activated composite resins. *Dent Mater* 1988; 4: 174-8.
- Castelnuovo J, Tjan A. Temperature rise in pulpal chamber during fabrication of provisional resinous crowns. *J Prosthet Dent* 1997; 78(5): 441-6.
- Hartanto H, Van Benthem H, Ott KH. Study of temperature of composite resins during polymerization. *ZWR* 1990; 99(12): 986-8.
- Ozturk B, Ozturk A, Usumez A, Usumez S, Ozer F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. *Oper Dent* 2004; 29(3): 325-32.
- Goodis H, Gamm J, Watanabe L. Pulp chamber temperature changes with visible light cured composites in vitro. *Dent Mater* 1990; 6: 99-102.
- Jung H, Friedl K, Hiller K, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent* 2006; 31(1): 68-77.
- Knezevic A, Tarle Z, Menga A, Sutalo J, Pichler G. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil* 2001; 28(6): 586-91.
- Abalos C, Jiménez A, Hernández J, Jiménez E. Comportamiento de la intensidad de la luz en las lámparas halógenas a través de la resina compuesta. *Dentum* 2004; 4(2): 44-9.
- Verslius A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater* 1996; 12: 190-4.
- Harris J, Jacobsen P, O'Doherty D. The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 635-9.
- Manga R, Charlton D, Wakefield C. In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. *Gen Dent* 1995; 43: 241-3.
- Rueggeberg P, Jordan D. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 364-70.
- Price R, Murphy D, Derand T. Transmisión de energía lumínica a través de resina de composite polimerizada y dentina humana. *Quintessence* 2002; 15(5): 317-25.
- Schneider L, Consani S, Ogliaeri F, Correr A, Sobrinho L, Sinhoroti, M. Effect of time and polymerization cycle on the degree of conversion of a resin composite. *Oper Dent* 2006; 31(4): 489-95.
- Hansen EK, Asmussen H. Reliability of three dental radiometers. *Scand J Dent Res* 1993; 101: 115-9.
- Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Menga A, Sutalo J, Unterbrink G, et al. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent* 2006; 31(2): 219-26.
- Anusavice K. *Ciencia de los materiales dentales*. 10ª ed. México: McGraw-Hill; 1998.
- Roth F. *Los composites*. Barcelona: Editorial Masson; 1994. p. 7-8.
- Ogunyinka A, Palin W, Shortall A, Marquis P. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent Mater* 2007; 23: 807-13.
- Chu-Chen Y, Ferracane J, Prah S. Quantum yield conversion of the photoinitiator camphorquinone. *Dent Mater* 2007; 23: 655-64.
- Neumann M, Schmitt C, Ferreira G, Correa I. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater* 2006; 22: 576-84.
- Park Y, Chae K, Rawls H. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater* 1999; 15: 120-7.
- Wiggins K, Hartung M, Althoff, Wastian C, Mitra S. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *JADA* 2004; 134: 1471-9.
- Usumez A, Ozturk N, Ozturk B. Two-year color changes of light-cured composites: influence of different light-curing units. *Oper Dent* 2005; 30(5): 655-60.
- Macchi R. *Materiales dentales*. 3ª ed. Argentina: Panamericana; 2000.
- Bennet A, Watts D. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units when distance and irradiation-time. *Dent Mater* 2004; 20: 72-9.
- Miyazaki M, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore B. Evaluation of curing lights used in private dental offices. *Oper Dent* 1998; 23: 50-4.
- Hashimoto K, Inai N, Tagami J. Evaluation of the light intensity of high intensity light units. *Am J Dent* 2006; 19(3): 143-6.
- Álvarez C, Carrillo J, Calatayud J. Actualización en lámparas de fotopolimerización. *Gaceta Dental* 2007; 178: 127-40.
- Soares L, Liporoni P, Martin A. The effect of soft-start polymerization by second generation LEDs on the degree of conversion of resin composite. *Oper Dent* 2007; 32(2): 160-5.
- Aravamudhan K, Floyd C, Rakowski D, Flaim G, Dickens S, Eichmiller F, et al. Light-emitting diode curing light irradiance and polymerization of resin based composite. *JADA* 2006; 137: 213-23.

## Update of different light curing units. A systematic review

A. J. MELARA MUNGUÍA, M. ARREGUI GAMBÚS, F. GUINOT JIMENO, S. SÁEZ MARTÍNEZ,  
L. J. BELLET DALMAU

*Pediatric Dentistry Department. Dentistry School. Universitat Internacional de Catalunya. Barcelona, Spain*

### RESUMEN

Al realizar preparaciones cavitarias o polimerizar materiales restauradores se genera un aumento de temperatura que puede resultar dañino para el tejido pulpar. Entre la bibliografía revisada, se observan muchos efectos dañinos durante el uso de lámparas de polimerización en el momento de llevar a cabo el fotocurado de materiales restauradores.

El propósito de esta revisión bibliográfica es analizar las diferentes unidades de fotocurado que hay hoy en día en el mercado, sus ventajas y desventajas, así como las propiedades generales de las mismas.

**PALABRAS CLAVE:** Lámparas halógenas. Lámparas de arco de plasma. Lámparas LED. Canforoquinonas. Radiómetro digital.

### ABSTRACT

Cavity preparation or polymerization of restorative materials produces increase of the temperature that can disturb or even damage the pulp tissue. Investigating this subject we can observe lots of damaging effects using these polymerized curing lights at the moment of photocuring of restorative materials.

The purpose of this literal review is to analyze the different kinds of photopolymerized curing lights that we can currently meet in the market, its advantages, disadvantages; as well as general properties of the curing units.

**KEY WORDS:** Curing units. Conventional tungsten halogen light. Plasma arc curing light. Light emitting diode. Camphorquinone. Radiometers.

### INTRODUCTION

The harmful effects from temperature rises during restorative procedures for pulp tissue has been, and continues to be, a cause of concern in Dentistry (1-3). The preparation of cavities and the polymerization of bases and resin composites, can result in cavity floor temperature rises, leading indirectly to an increase in intrapulp temperature (4).

This rise, as mentioned in the literature, is harmful to the pulp, and the effect will depend on the degree of heat from the photopolymerization lamp (3).

Zach and Cohen (5) carried out an *in vitro* study using teeth extracted from monkeys of the *Macaco Rhesus* species. A soldering iron was applied to the tooth surfaces so that a temperature rise was produced.

They concluded that this resulted in pulpal necrosis of 15% when temperatures of 5.5 °C were applied, and

that in 60% of cases the pulp did not return to its normal state after an increase in temperature of 11 °C. The results of this study should be interpreted with caution, as temperature changes were not monitored after removal of the soldering iron.

However Meredith et al. pointed out in 1984 (6) variations in results after *in vivo* studies, as the presence of blood and other fluids can mitigate the heat potential generated in the dental pulp. In similar studies, such as the one carried out by Hanning and Bott in 1999 (2) and Lloyd et al. in 1986 (7) it was concluded that blood fluid circulation within the dentine tubules and periodontal tissue significantly contributed to a reduction in the heat generated after photopolymerization of the resin.

There are various studies that show how heat emitted during the polymerization of composite using photopolymerization lamps, causes a rise in intrapulp temperature, which proves to be harmful to the pulp. In



order to measure the heat generated, differential thermal analysis (DTA) was used in which the temperature levels produced by dental materials were measured once they had been put under a light source. Of these studies, that of Bennet et al. (8) in 1984 should be highlighted, as DTA was used for measuring temperature increases in the pulp chambers of extracted upper central incisors. However McCabe in 1985 (9) modified the procedure in such a way that only the light source was used as an initiator. Once the reaction in the resin had been activated, the stimulus was removed and the effect produced in the composite was measured.

In 1988 Matsutani (10) measured the temperature rises generated in different composite resins on applying various light sources for specific exposure times.

It is therefore considered that temperature rises produced through exothermic reaction, as a result of the polymerization of the material, turn out to be more harmful the longer the exposure time and depending on material thickness (6).

In 1997 Castelnuovo and Tjan (11) studied heat rises during the manufacture of provisional resinous crowns. The results showed that the amount of heat generated during polymerization, and the transmission of this to the pulp chamber, is harmful to pulp tissue, and particularly to odontoblastic cells. In the study of both Hartanto et al. in 1990 (12), and that of Ozturk et al. in 2004 (13), it is pointed out that high temperatures are generated during resin composite polymerization that produce adverse effects on dental pulp.

It should be taken into consideration, from the biological point of view, that in order to avoid the adverse effects of heat transmission, the composite resin should be placed in the cavity in increasing layers of two millimeters and that these should be polymerized with moderate light intensity. Large amounts of material should be avoided together with excessive light intensity (10). Another consideration is the one established by authors such as Matsutani and Goodis who confirmed that resin itself has an influence that is directly proportional to temperature increase (10,14). Moreover, Jung et al. in 2006 (15) established that an increase in the thickness of the material had a negative effect on polymerization depth and hardness in the various degrees of intensity used in the study.

The objective of this literature review is to analyze the various existing studies on heat generated by polymerization lamps when photocuring restoration materials. And also to describe the existing cure units that are currently in the market and their main advantages and disadvantages.

## FACTORS DETERMINING POLYMERIZATION

There are three fundamental factors for successfully photopolymerizing restoration material: radiation intensity, wavelength and exposure time (16).

According to Abalos et al. in 2004 (17) the intensity of the light from the polymerization lamp is a factor that is typically unknown and that should be taken into account for correct polymerization of restorative materials. The degree of conversion is the parameter that

determines the final physical, mechanical and biological properties of the polymerizable material when the light source is applied. Knowing the intensity of the magnitude is very important. Thus, with low intensity, a low degree of conversion is produced and the final mechanical properties of the restoration are insufficient, which will lead to mechanical failure. Similarly, with high intensity, undesirable tension transmission in the tooth-material interface may arise, with possible adhesion failure which would result in: microfiltration, hypersensitivity, discoloring and/or marginal caries.

The quantity of energy given off by the lamp is defined as the product of the intensity by exposure time. Radiation is displaced in the form of waves that, on passing through the air or solid translucent objects, start losing intensity. Therefore, the quantity of light energy received by a photopolymerizable composite is related to the maximum hardness and degree of conversion of each resin.

In 1996 Verslius (18) demonstrated that the microhardness of the composite used in the studio diminished as from the moment in which the resin received less than 50 mW/cm<sup>2</sup> of light energy within a 60 second period. In vitro experiments have demonstrated that a lower light intensity than 100 mW/cm<sup>2</sup> can affect compressive resistance negatively at the amelodentinal junction in composite thicknesses of 3.25 mm. Other authors such as Harris et al. (19) considered in 1999 that intensities of more than 180 mW/cm<sup>2</sup> were necessary in order to correctly polymerize composites with more than a 2 mm thickness. However, the manufacturers of the polymerization lamp Demetron® suggest that intensities of over 300 mW/cm<sup>2</sup> are required for polymerizing composite increases of up to 3 mm thickness.

Authors such as Manga in 1995 (20) showed that intensities of at least 600 mW/cm<sup>2</sup> were required for polymerizing composite with a 2 mm depth. In 1993 Rueggeber (21) recommended that the light source be a minimum of 400 mW/cm<sup>2</sup> for polymerizing restoration material (Table I).

**TABLE I**  
**INTENSITIES RECOMMENDED FOR**  
**PHOTOPOLYMERIZATION OF COMPOSITES**

<i>Studies published</i>	<i>Recommended intensities</i>	<i>Composite resin used</i>
Rueggeber et al. 1994 (21)	400 mW/cm <sup>2</sup>	Siluxplus® (microfill) P50® (hybrid)
Manga et al. 1995 (20)	600 mW/cm <sup>2</sup>	XRV Herculite enamel® A3 (microhybrid)
Abalos et al. 2004 (17)	300-800 mW/cm <sup>2</sup>	Tetric Ceram® A3 (microhybrid)
Rueggeber et al. 1994 (21)	>300 mW/cm <sup>2</sup>	Non-specific

In a study carried out by Abalos et al. in 2004 (17) it was shown that photopolymerization lights that used an

output intensity of between 300 and 800 mW/cm<sup>2</sup>, for A3 color of the Tetric Ceram<sup>®</sup> resin, reached depths of 4.5 to 5.5 mm.

Another factor that should be taken into account is the distance between the light guide and the composite. It has been demonstrated that when the distance between the light and the obturation material is increased, the intensity of photopolymerization and the penetrability of the photon in the activation process is reduced. It has been observed that there are other factors such as the thickness of the optic canal and the inclination angle that will also influence the success of the polymerization (21).

The study by Price et al. in 2002 (22) concluded that on using a turbo light guide (with a 13 mm diameter entry aperture) compared with the 8 mm entry aperture of the standard light guide, there was an increase in light energy of approximately 42% that produced the optimum composite polymerization.

It was also observed that the energy transmitted through seven different resins, was reduced exponentially as the thickness of the materials increased. Similar results were observed in the studies carried out by Mat-sutani in 1988 and Goodis in 1990 (10,14).

Among the latest factors influencing polymerization success, is the post-cure effect on composite resin. When resin is exposed to a certain wavelength and intensity, composite will undergo a series of reactions, stimulating free radicals that will result in polymerization reaction and later hardening of the material. It can thus be established that with greater degrees of conversion, the final physical, mechanical and biological properties of the composites will be appropriate (23,24). To conclude, post-curing will depend on the quantity of the free radicals generated when radiation is applied, the temperature stored and polymerase chain reaction. Schneider as well as Tarle et al. (23,25) in 2006 concluded that the degree of conversion and post-cure of composite depends on the type of photoactivation applied.

## CAMPHORQUINONES

The first photoactivation systems that used ultraviolet light (UV) were made up of benzene methyl ether. Currently, the use of this type of light has disappeared, and visible light with a greater wave length (near to 450 nm), that gives better results and that does not have the photosensitivity effects typical of UV, are being used (26,27) (Fig. 1).

The photopolymerization mechanism is based on the use of luminous photons that guide the energy, using photo-activators, which because of the radiation effect, produce free radicals that are able to act on the monomer, leading to a chain reaction (27).

Most photoinitiators are made up of two elements: the first element is the photoinitiator itself, which directly absorbs the light that has been applied, and the second is the co-initiator, which interacts with the activated initiator. Once this interaction has taken place, free radicals are generated and a polymerization reaction is triggered (28).

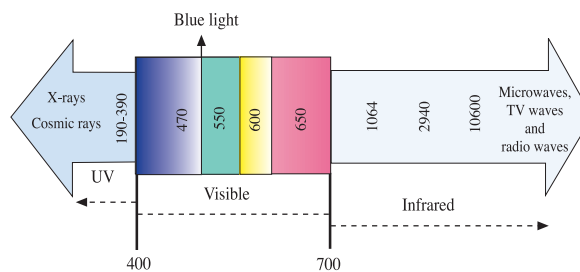


Fig. 1. Electromagnetic spectrum (nanometers).

The photoinitiator that is used most commonly in dental resins is camphorquinone, a di-2,3-diketo-1, 7, 7-trimethylnorcamphane. It has an absorption range of between 400 and 500 nm, and a maximum absorption peak of 470 nm. It requires a tertiary aliphatic amine, which acts as a reducing agent and is usually a dimethyl-amino-ethyl-methacrylate (DMAEMA); the interaction of the camphorquinone with the amine will lead to the polymerization being efficient (28,29).

In addition to the camphoroquinones, there are other types of photoinitiators such as the 1-phenyl-1,2-propanedione (PPD) and benzyl (BZ). The maximum absorption peak of PPD is of 393 nm and of BZ 385 nm. Unlike camphorquinones, the absorption peak in these compounds is close to the ultraviolet region and it extends slightly to the area of visible light. Therefore, the generation of free radicals of these compounds is insufficient when LED lamps are used, and the wavelengths (430-480) are not intense enough to activate them. Moreover, if resins are used that contain this type of photoinitiator, the use of halogen lamps is recommended, as these emit wavelengths over a wider range (400-500 nm) (28,30,31).

Not all the photons applied to the resins are absorbed by the photoinitiators. There should be an optimal relationship between the light emission spectrum by the cure units and the type of initiator that will trigger the polymerization reaction. In this sense, the chemical properties of the photoinitiator are fundamental for achieving satisfactory mechanical and physical properties of the polymers. Controlling the light intensity of the device is very important in order to determine total applicable light, which is defined as the light emitted by a curing unit that is absorbed by the photoinitiator (28,29,32).

There are curves for marking the behavior of photoinitiators once these have been activated by photopolymerization lamps. For example, with regard to the relation of the curve of the camphorquinones (CPQ) and the wavelength that the different types of lamps use, it has been said that halogen lamps possess wavelength of between 400 and 500 nm. A large part of the light spectrum of halogen lamps (conventional and high intensity) extends and is out of the CPQ curve. However, LED type lights have wavelengths that are between 430-480 nm, which reach the central peak of light absorption by the camphorquinones, where 95% of the photons are emitted (15,32) (Fig. 2).

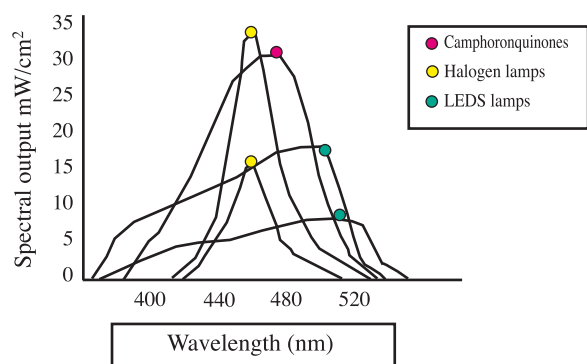


Fig. 2. Behavior of lamps with regard to camphoroquinone curve.

## HALOGEN LAMPS

The lamps that are currently most used in dental consultation rooms are halogen lamps, due mainly to their low cost. Of the principles behind the working mechanisms, their operative capacity should be pointed out, which has an intensity of between 400 and 800 mW/cm<sup>2</sup>, in order to carry out the polymerization of the material in the space of 40 seconds (32).

Being familiar with the parts that make up the halogen lamp is of special interest and these are described here (32-34) (Fig. 3):



Fig. 3. Components of conventional halogen lamps.

—*Halogen bulb*: this contains a tungsten filament that produces energy on heating up. When heated to a temperature of approximately 3,000 kelvin it becomes incandescent emitting electromagnetic radiation in the form of visible light, which also generates a large quantity of infrared radiation.

—*Filters*: these are necessary for emitting just the region of blue color within the visible light spectrum. Its function is to absorb all the wave lengths of the spectrum, except those corresponding to blue light.

—*Ventilation systems*: placed near the bulb generating the light, this avoids any overheating, and it permits using a high powered bulb to produce a suitable amount of radiation.

—*Light conduction system*: the light is led through an optic system that can be flexible or rigid. The rigid type system is preferable as the integrity of the optic components is maintained better over time.

Among the main disadvantages of halogen lamps the following should be pointed out:

—Halogen bulbs have a short life span (40-100 hours), as they waste due to use (35).

In 1998 Miyazaki et al. (36) evaluated the operative-ness of halogen lights when used in private practice. The study was carried out in 1995 using the Visilux 2 (3M) lamp as the control lamp. This curing unit was new when the study was carried out and the intensity of the initial light was registered. Ten lamps were selected of the same brand as the control lamp, which had been acquired by dentists between 1989 and 1993. The bulbs, filters and guides of the lights were replaced by new ones, and the new intensities generated after the substitution were measured. The power of the lamps increased by 36% when only the bulb of the lamp was changed; and by 157.7% when the filter was replaced, and by 46% when only the guide of the light was changed. Increases of 322.7% were observed when the three elements were replaced at the same time.

—The light filters waste over time due to their proximity to the halogen bulb, which reduces the efficiency of the lamp's strength.

—They are somewhat bothersome for dentists as an energy cable is needed for them to work.

In 2004 Benett and Watts (35), demonstrated that the conventional halogen lamp has a greater polymerization depth, compared with LED lamps. The success of the polymerization is influenced by the distance between the sample specimen and light source. At a distance of 8 mm, with a radiation period of 20 seconds, the depth of cure of two LED lamps was of 1.7 and 2.3 mm respectively. However, with conventional halogen lamps this was of 2.6 mm. The results show that the maximum polymerization depth is achieved when the point of the lamp is nearest the composite. At a distance of 0 mm, the LED1 lamp had a depth of 2.7 mm; the LED2 lamp of 3.1 mm lamp and the conventional halogen lamp of 3.4 mm. The authors recommend that when a light guide is made with a tip of a smaller diameter, a greater depth of cure can be achieved within the cavity, as the deepest parts of the restoration material receive the greatest irradiance. The term lesser diameter of the light tip should not be confused with what is the guide to the turbo light as the latter refers to the entry aperture of the light.

## PLASMA ARC LAMP

These were designed for increasing the polymerization intensity of the composite, to intensities of approximately 1,800 mW/cm<sup>2</sup>, reducing polymerization time. The action mechanism is started when high voltage is applied between to electrodes, producing an arc of light between them (33).

With regard to the time required for obtaining polymerization, the composites with a high filling content were polymerized in 10 seconds; by contrast those that



had a lower filling quantity and were of a clearer tone, took 5 seconds (32). In 2002 Hashimoto et al. (37) carried out a study with a plasma arc lamp that had an intensity of 1,800 mW/cm<sup>2</sup> for polymerizing composite in 6 seconds. In this way it had similar properties to those obtained by conventional halogen lamps in a time of 40 seconds.

The main disadvantage of these lamps is the increase in heat caused by irradiation of high intensity that has negative effects on the composite, such as rapid contraction, which compromises the restoration margins, and also produces pulp lesions (13,32).

In a study carried out in 2004 by Ozturk et al. (13) temperature increases were calculated on photopolymerizing the adhesive and composite with a plasma arc lamp. The temperatures registered in the study were: for the adhesive system between 2.12-5.16 °C and for the composite 2.16-3.75 °C. However, on comparing the previous temperatures with those registered with conventional halogen lamps, values of 1.27-2.83 °C were observed for adhesive and 1.86- 2.85 °C were observed for resin. In this same study LED lamps were compared in which the results of lower temperatures were observed (1.10-2.08 °C for the adhesive system and 1.13 -2.59 °C for the resin system).

The maximum increase in the temperature produced by the plasma arc lamp on photopolymerizing the adhesive system was 5.16 °C. This value was within the physiological limits of the pulp established in the study by Zach and Cohen in 1965 which concluded that similar or superior values of 5.5 °C cause pulp necrosis (5,13).

## LED LAMPS (LIGHT EMITTING DIODE)

These lamps were introduced into the market in 1995, with the objective of polymerizing certain dental materials. Their main advantage is due to the cure times that are much lower than those of conventional halogen lamps, and that have an intensity of approximately 400 mW/cm<sup>2</sup> (35) (Fig. 4).

It should be kept in mind that light generation is produced by means of semiconductors composed principally of gallium nitrate that emits blue light and that is



Fig. 4. LED lamp.

responsible for these types of lamps being efficient. The voltage is applied through the unions that exists between both semiconductors (n-doped and p-doped) giving rise to a specific wavelength (430-480 nm).

LEDs are semiconductor supplements of the n-p type that are made up of two conductive layers, one with n-doped electrons and another with P type holes. When a small amount of current is applied to the terminals, the electrons are injected from the “n” region to the “p” region and vice versa. In this way the holes (layer without electrodes) and electrons will unify and emit photons that are of the same wave length. This type of recombinant radiation forms the basis of the light emitted by means of diodes and constitutes the principal reason for only blue light being emitted.

The color of LED light is characteristic and is determined by the composition of the semiconductors. These in turn are characterized by the so-called band separation. In LEDs, this separation is used directly for producing light. When the electrons pass from a level with maximum energy to another lesser level, the exact difference of energy of the separation band is emitted in the form of a photon. This light has a narrow spectral distribution, that is to say, it only acts in the desired wavelengths (38).

Among the main advantages of this type of lamp are its life expectancy which is longer than 10,000 hours, with minimum performance wear. Other advantages are: not requiring filters for producing the blue light spectrum, or ventilators to cool the lights, they also have vibration resistance, weigh very little and are wireless (13,33).

Recently new high intensity LED lamps have appeared on the market that are aimed at reducing cure times. These types of LED lamps only use one high intensity LED compared with the first generation that used 19 LEDs of blue light. With regard to the previous ones, the intensity is of 1,000 mW/cm<sup>2</sup> and, as a result of its low weight (220 grams), it has ergonomic advantages (32).

In 2004 Wiggins et al. (32) carried out a study for comparing the effectiveness of a second generation LED lamp (HP LED), with a first generation lamp, a conventional halogen lamp and a high intensity lamp. Among the factors that were taken into account in the study, the following should be pointed out: depth of cure on three materials, adhesion to the hard tissues of the teeth and temperature rise.

These authors concluded that the efficiency of the cure with HP LED was similar to that produced by the other three types of lamps. However, the main difference that should be highlighted is the time used in the polymerization process, which was half of that of LED and conventional halogen lamps. Another conclusion reached was that the polymerization temperature reached in the composite with the conventional LED lamp and with the high intensity lamp, was lower than with the halogen lamp.

In 2007 in another study carried out by Soares et al. (39) it was concluded that on polymerizing the resins of the second generation LED lamps, using a soft and normal photocuring intensity, high values were reached in the degree of conversion when compared with LED



lamps, thus reducing the risk of microfiltration, deterioration of the organic matrix of the resin and recurring caries (39).

Lastly, the study by Aravamudhan in 2006 (40), consisting in a revision of the literature, concludes that six of the seven LED lamps evaluated, had a similar performance with regard to depth of cure, degree of conversion, hardness and temperature when compared to a conventional halogen lamp (13).

The main disadvantage of LED lamps is that they possess a narrow emission spectrum, that is to say they only polymerize certain materials. Many photopolymerizable resins have reaction co-initiators instead of camphoroquinones and the wavelengths of these types of lamps are insufficient for triggering a polymerization reaction (38).

## DIGITAL RADIOMETERS

We currently know the emission intensity of a lamp due to the use of radiometers. There should be coherence between a polymerization lamp and its own radiometer in order to avoid erroneous results with regard to intensity. If used properly there will be a good correlation between the intensities of the lights and the measurement carried out by the radiometer in the dental consultation room (17).

In 2004 Abalos et al. (17) carried out a revision of the literature with regard to the correct intensity of photopolymerization lamps on resin composites. Among the factors that should be taken into consideration in order to avoid lower light intensities are: breaking of the internal structure of the cables, years of use of the lamp and dirt in the nozzle.

It is impossible for the dentist to determine visually the intensity of the light and to evaluate the best polymerization range. It should therefore be taken into account that the surface hardness of the polymerized material is not a reliable criteria, as the curing of the restoration material surface may hide resin that has not been polymerized sufficiently in the deeper part of the cavity preparation.

For this reason radiometers appeared on the market, as their function is to measure the light intensity of the

cure units and to evaluate if they are in the best conditions for producing proper polymerization.

In 1993 Hansen et al. (24) described the different digital radiometers that exist on the market and their use. Among the radiometers described the following stand out: the CL-tester (Sweden), Demetron Curing Radiometer Model (USA), Sure Cure Tester (USA).

The CL-tester radiometer is of particular interest, as it measures only the wavelength, in which the polymerization lamp is effective. This radiometer possess 10 diodes: 3 red, 4 yellow, 3 green that indicate the intensity state of the lamps. The red light indicates that the intensity of the light is insufficient for carrying out polymerization; the yellow light indicates sufficient intensity for carrying out a curing reaction, and the green that the intensity of the lamp is good to very good.

The Demetron® 100 radiometer measures light intensity on a scale of 0 to 1,000 mW/cm<sup>2</sup>. The photopolymerization lamp does not need to be used if the radiometer indicates an intensity lower than 200 mW/cm<sup>2</sup>. With values of between 200 and 300 mW/cm<sup>2</sup>, the manufacturer recommends an increase in curing period. However, with an intensity of around 300 mW/cm<sup>2</sup> the energy is sufficient for polymerizing the material to depths of over 3mm. The Sure Cure Test measures power on a scale of 0-99, and it determines if lamp function is high, medium or low.

In the study carried out by these last investigators, a conclusion was reached in that, of the three apparatuses used, not one was completely reliable. However, they are useful tools for monitoring the power of polymerization lamps providing the radiometer and cure unit are perfectly calibrated (25).

## CONCLUSIONS

1. LED type lights have been shown to have better properties when compared with halogen lights. The former are low weight, ergonomic and wireless.
2. The peak energy of LED lamps within the spectrum confirms that the energy released is more efficient (460 and 490 nm) for activating camphoroquinones when compared with conventional halogen lamps.