



# Métodos de activación de la fotopolimerización

## Parte II

**Dr. Carlos Carrillo Sánchez, MSD**

Práctica Privada Toluca, Edo de Mexico.

**PLO. A. Montserrat Monroy Pedraza**

Egresada de la Lic. de Odontología UIC.

### Resumen

Se hace en este artículo una revisión de las diferentes fuentes de luz y métodos de fotopolimerización, además de la revisión del desarrollo de las diferentes formas y nuevos protocolos para el curado por luz de los materiales de resina compuesta, en relación con el aspecto importante de obtener las mejores propiedades físicas de la restauración y la disminución de la contracción a la polimerización.

### Introducción

**L**a utilización de sistemas de emisión de distintos tipos de luz para iniciar la polimerización de sistemas de resinas compuestas, genera siempre un número de factores que deben de ser considerados, como:<sup>1, 2</sup>

- 1.- La seguridad del sistema emisor de luz.
- 2.- Las características de la luz y de la fuente de luz.
- 3.- El grado y la extensión de polimerización que se obtienen.

Todas las lámparas que se encuentran en el mercado presentan diferentes fuentes de luz y diferentes intensidades.

Las características ideales mínimas que deben presentar los sistemas de las lámparas de luz, son:

- Potencia en la luz.
- Vida indefinida del bulbo.
- Peso ligero y ser portátiles.
- Profundidad de curado infinito y fáciles de utilizar.

Idealmente, todas las lámparas de luz deben de polimerizar a todos los materiales dental-

### Abstract

A review of the different light sources and of the methods of light polymerization is made in this article. Also, the development of the different forms and new protocols for the light-cure of composite resin materials are reviewed with regards to the important issue of obtaining the best physical properties of the restoration and the decrease of the polymerization shrinkage.

les, sin importar el tipo de fotoiniciadores que sean utilizados en los materiales.<sup>1, 3</sup>

La cantidad de fotoiniciador activado, dependerá de:

- La concentración de fotoiniciador.
- El número de fotones.
- La energía de los fotones.

Existen actualmente 4 sistemas que son los más populares para el curado de materiales dentales fotopolimerizables.

El primero que se utilizó y que popularizó el uso de los materiales fotoactivados fue el de los sistemas de luz Ultravioleta (UV), que fueron introducidos a la Odontología en 1970 con la comercialización del primer producto: el sistema Nuva, desarrollado por la compañía L.D. CAULK, que también introdujeron como parte de este sistema el grabado con ácido del esmalte.<sup>1, 2, 4, 5</sup>

Se ha demostrado que la radiación ultravioleta con longitud de onda menor a 320 nm, produce un daño significativo en los tejidos, pero la extensión del daño depende de la intensidad y duración de la exposición.<sup>4, 6</sup>

En estos sistemas de emisión de luz ultravioleta, el efecto de la exposición corta repetida, es igual a la exposición única prolongada que totalice el mismo tiempo. Especialmente en el

ojo, donde se ha reportado la formación de productos pigmentados en el humor acuoso y en el cristalino después de exposiciones de luz ultravioleta a 365 nm.<sup>2, 5</sup>

Las ventajas que se vieron que presentaban los sistemas de resinas compuestas activados por luz ultravioleta sobre los sistemas autopolimerizables, es que se podía efectuar un curado mucho más rápido de la resina, además de presentar un tiempo indefinido de trabajo porque el material no endurecía hasta que la fuente de luz se aplicaba sobre el material.<sup>1, 2, 7</sup>

Las lámparas de luz ultravioleta (UV) presentaban además, otras características desfavorables, que a pesar de ser un método revolucionario de la odontología restauradora, lo hacían ser un método de polimerización con ciertos problemas, como: La persistente presencia de una intensidad inestable, poca profundidad de curado, el posible daño a piel y retina, la dificultad de visualizar antes de la fotopolimerización, la poca o ninguna indicación visual después de curado y que se requería de sistemas de alta energía; además, de que la lámpara necesitaba ser calentada previamente a ser utilizada y en ocasiones entre exposiciones, por al menos 5 ó 10 minutos, para tener una eficiente generación de luz.<sup>8, 9</sup>

Este sistema de luz UV, fue reemplazado pocos años después, por el sistema de luz visible.

De los 4 sistemas más utilizados actualmente son:

1. Halógena de Cuarzo - Tungsteno (TQH), Halógena de Alta Intensidad (HHI).
2. LED.
3. Plasma ARC (PAC).
4. Láser.

### Luz halógena

Estas unidades dependen de la producción de luz proveniente de un bulbo que emite luz visible con una salida de 400-500 nm y depende de un sistema de filtrado para definir su rango exacto.<sup>1, 2</sup>

Como ventajas de este sistema, es importante mencionar que lleva ya un buen tiempo siendo un standard en la industria dental y que presenta una tecnología de bajo costo.

Además, el desarrollo de los sistemas de polimerización por luz visible presentó algunas ventajas muy notables sobre los sistemas de luz ultravioleta, como: Un tiempo de trabajo infinito a la misma intensidad, una polimerización en demanda, larga vida en almacenamiento, energía eficiente, aplicación en substratos sensibles al calor y una baja posibilidad de daño físico a los pacientes y al personal del consultorio.<sup>10</sup>

El paso de los años en que ya ha estado en servicio este sistema y las validaciones de los diferentes estudios, han demostrado que también son varias sus desventajas, como: El tener una baja eficiencia, una corta vida de servicio, el generar altas temperaturas, la degradación fácil con el tiempo de sus focos, reflectores y filtros y que la presencia de ventiladores puede acumular polvo y basura que delimitan la capacidad de enfriamiento.<sup>2, 11, 12</sup>

Los bulbos de halógeno que se utilizan en los sistemas de polimerización por luz visible, generan luz a través del calentamiento a una alta temperatura de los filamentos de Tungsteno presentes en un bulbo contenido gas halógeno. Es importante hacer notar, que solo menos del 1% de esa energía se genera en luz, el resto de la energía se presenta como calor.<sup>13, 14, 15</sup>

Este proceso, produce la luz blanca al pasar la corriente a través del filamento de tungsteno posicionado dentro del bulbo de cuarzo y lleno con gas halógeno, mientras que el reflector que se encuentra localizado detrás del bulbo, refleja la luz y el calor.<sup>11, 16</sup>

La luz generada, pasa generalmente a través de dos filtros:

- El filtro banda: que disminuye el espectro de luz blanca a la longitud de onda azul (380 nm a 520 nm).
- El filtro infrarrojo: que reduce el espectro de infrarrojos y el paso del calor a la punta de curado.<sup>1, 11</sup>

La generación de calor que se produce en los bulbos de halógeno, provoca una degradación rápida en los componentes de las lámparas de luz, dañando considerablemente al bulbo, al reflector y a los filtros; además de que este calor, también causa una disminución en la irradiación y consecuentemente en la habilidad de llevar a cabo una adecuada fotopolimerización.<sup>10, 12</sup>

Las lámparas actuales de luz halógena se pueden considerar que son suficientemente frías para estar colocadas en la pieza de mano de la lámpara y solo requieren de una conexión por un cordón eléctrico a la base que genera la energía. Este desarrollo fue posible, al fabricar bulbos de halógeno de un tamaño mucho más pequeño que los utilizados inicialmente.<sup>13, 16</sup>

Como se mencionó, la luz generada por los bulbos de luz halógena es luz blanca, pero las lámparas de luz visible requieren de la presencia de un filtro azul para dar mayor profundidad de curado al concentrar y mejorar la transmisión de luz a través de la resina, al convertirse en luz azul en el rango de excitación de la Camforquinona.<sup>2, 15</sup>

Es importante que se aprovechen todas las propiedades favorables de la interacción de la resina fotopolimerizable con la emisión de luz, para obtener el mejor y más completo curado del material restaurador.

Además, los sistemas de luz halógena presentan la característica de poder polimerizar a la resina compuesta en áreas muy retentivas, porque la luz puede ser transmitida a través de esmalte y dentina, aunque con cierta perdida de su intensidad.<sup>12, 18</sup>

Durante los primeros años siguientes al desarrollo de los sistemas de curado por luz visible, siempre se pensó que los bulbos de halógeno que se utilizaron en las unidades de curado por esta luz, mantenían su eficacia e intensidad constante durante todo su estadío de vida, pero posteriormente se observó que ocasionalmente se pueden encontrar problemas en estos sistemas que pueden ocasionar deterioro en las lámparas o en los sistemas de conducción de luz que disminuyen la capacidad de fotopolimerización.<sup>15, 19</sup>

A pesar de que los riesgos de causar daño al organismo son menores con los sistemas de luz visible, existe la posibilidad de causar también lesiones a los ojos, principalmente la posibilidad de quemaduras en la retina.<sup>10, 20, 21</sup>

A raíz del conocimiento de esta posibilidad de daño ocular, se desarrollaron anteojos o micas protectoras transparentes de color anaranjado, que impiden el paso de la luz en ese espectro protegiendo así al paciente y al personal del consultorio dental de la exposición excesiva y acumulable.<sup>2, 22, 23</sup>

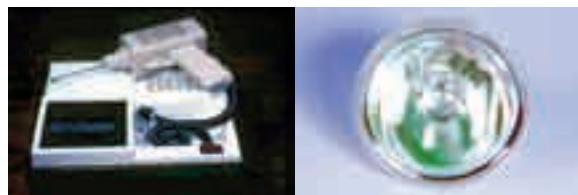


Fig. 1. Lámpara de luz ultravioleta



Fig. 2. Foco de luz halógena

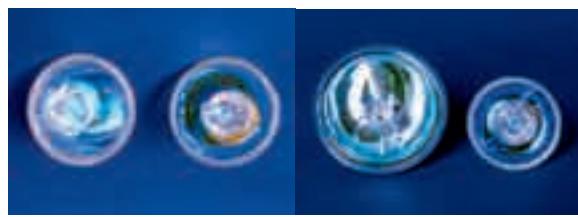


Fig. 3. Focos de luz halógena con deterioro



Fig. 4. Primeras lámparas de luz halógena.

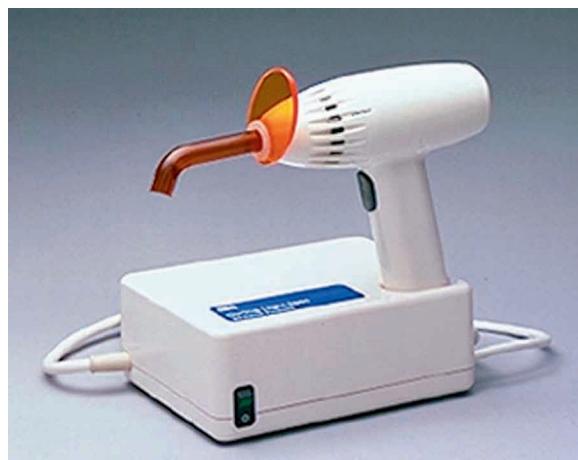


Fig. 5. Lámparas de luz halógena más recientes.

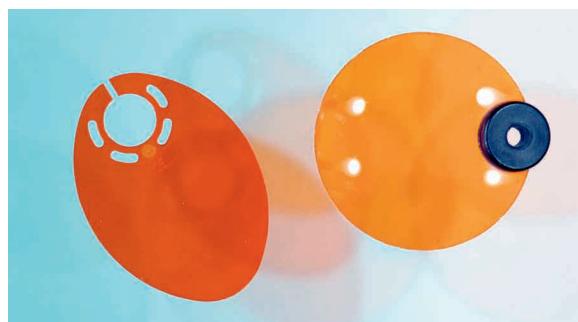


Fig. 6. Protección para uso de lamparas de luz visible.



Existe también, una cierta dificultad de estos sistemas de resinas compuestas y de las limitaciones propias de las lámparas de luz halógena para curar completamente el material en áreas muy profundas de la preparación y aún a cierto volumen de material, porque la penetración de la luz es limitada a un máximo de 3 mm. Es por esta razón, que se sugiere utilizar la técnica de incrementos cuando se requiere hacer restauraciones profundas o muy extensas.<sup>18, 20, 24</sup>

Cuando el color de la resina se presenta en tonos oscuros o cuando existe estructura dental de por medio, la penetración del haz de luz se ve muy disminuida y es todavía menor su capacidad de polimerización.<sup>2, 20</sup>

Por estos motivos, se sugirió que se extendiera el tiempo de exposición de la luz al material y se acercara el contacto del haz de luz a la estructura del diente. Esto, resultó no ser muy recomendable por la observación de que las unidades de curado por luz visible, generan calor que si puede causar cierto daño a la pulpa dental, sobretodo en exposiciones prolongadas.

Otra de las desventajas que se observaron inicialmente en estos sistemas, fue que la mayoría de los sistemas emisores del haz de luz eran a través de cordones flexibles muy frágiles de gel o de fibras. Estos cordones, podían ser fácilmente dañados tanto en su contenido interno, como en la punta de emisión y por lo tanto, disminuir la capacidad de profundidad de curado en la resina.<sup>10, 12</sup>

Muchas de las propiedades favorables de las resinas compuestas polimerizadas por luz visible, dependen de un curado completo y perfecto de la resina matriz. Cuando no se logra obtener una total polimerización, se pueden presentar problemas, como:<sup>14, 15, 25</sup>

- 1) Pérdida de la biocompatibilidad por la presencia de monómero no polimerizado.
- 2) La presencia del acelerador sin reaccionar, que puede provocar un cambio de coloración o zonas blanquesinas dentro de la resina, pero que son visibles al exterior.
- 3) Aumento de la capacidad de absorción de agua.
- 4) Pérdida en la retención del material, por un curado incompleto de la resina en las áreas profundas y en las zonas retentivas.

5) Desgaste excesivo por la suavidad que presenta una matriz de resina con una polimerización incompleta o inadecuada.

Las resinas compuestas de curado por luz visible, polimerizan durante la exposición a la luz y después de la activación de la luz visible, llamándose a estos dos procesos: Reacción en luz y reacción en obscuridad.

**Reacción en luz:** es aquella que ocurre cuando la luz activada está cerca y penetrando a la resina, activándola.<sup>26, 27</sup>

**Reacción en obscuridad:** es aquella que comienza inmediatamente después de que se retira o se apaga la luz y se pierde la iluminación cercana a la resina y continúa por lo menos por 24 horas, aún en total obscuridad.

A esta reacción en obscuridad, también se le ha denominado polimerización post-irradiación y es importante hacer notar que esta reacción solo sucede una vez que la resina ha sido expuesta a la luz y que por lo tanto, ya tuvo una reacción por luz previa.<sup>3, 26, 28</sup>

Aproximadamente, solo un 50% de la polimerización de la resina ocurre en su reacción inicial en luz. El 50% restante, ocurre en su reacción en obscuridad, que comenzará una vez que la luz fue aplicada por un mínimo de 40 segundos y retirada después de ser utilizada para curar a la resina.<sup>12, 26</sup>

La distancia ideal a la que debe colocarse la punta de la fuente de luz de la resina es de 1 mm., tratando de colocar siempre la punta en una angulación de 90 grados en relación con la superficie de la resina compuesta. Cuando esta distancia es mayor del doble, la efectividad de la intensidad para el curado disminuirá aproximadamente en 1/4 del total, ya que la luz se disipa al duplicar la distancia.

Esto puede tener un efecto negativo grande en la profundidad de curado, porque este depende, tanto de la intensidad de la luz, como del tiempo de exposición.<sup>1, 15, 23</sup>

Para obtener el mejor curado de las resinas compuestas utilizando la luz visible, se recomienda en colores claros, no polimerizar las resinas con un grosor mayor de 2 mm. colocando la luz por 40 segundos y en colores oscuros, siempre aplicar la lámpara de luz por más de 60 segundos y utilizar incrementos no mayores de 1 mm.

Después de algunos años de evaluación de estudios y de la revisión de las técnicas utilizadas para la polimerización de resinas compuestas con luz halógena, se llegó a la conclusión de desarrollar un protocolo de polimerización que fuera el más recomendable para la mayoría de los sistemas, siendo este:

- La intensidad de salida del sistema de luz fuera de  $300-500 \text{ mW/cm}^2$  ( $400 \text{ mW/cm}^2$ ).
- Utilizar incrementos no mayores de 2 mm.
- Efectuar una polimerización por exposición de luz de no menos de 40 segundos.<sup>10, 14</sup>

El tiempo de trabajo de las resinas compuestas curadas con luz visible, se verá afectado dependerá de la luz ambiente, la luz artificial del cubículo y la luz de la unidad dental a la que va a estar expuesto.<sup>16, 26</sup>

Algunos fabricantes, colocan menos acelerador de la cantidad ideal con la finalidad de obtener mayor resistencia en el material y aumentar el tiempo de trabajo del material, aún a pesar de que este sea trabajado bajo la luz de la unidad dental y que esto, no afecte la iniciación de la polimerización.<sup>2, 10</sup>

A pesar de que las lámparas de las unidades dentales son de luz incandescente porque producen espectros dentro del orden del color azul, la afectación directa al tiempo de trabajo de las resinas dependerá en mucho, de la intensidad de la luz azul que emita cada lámpara.<sup>10, 14, 20</sup>

El llevar a cabo un excesivo tiempo de curado, no causa ningún daño fotoquímico ni al diente, ni a la resina; por el contrario, siempre es muy recomendable el sobre exponer en tiempo la resina a la luz de fotopolimerización, para asegurar una adecuada polimerización.

En un esfuerzo para disminuir el tiempo de exposición, pero manteniendo una adecuada profundidad de curado y la obtención de las mejores propiedades físicas de los materiales, se ha buscado el desarrollo y la incorporación de sistemas de luz más potentes. Entre estos sistemas, el más comúnmente utilizado es la misma luz halógena, pero con una generación de luz a mayor intensidad.<sup>10, 29</sup>

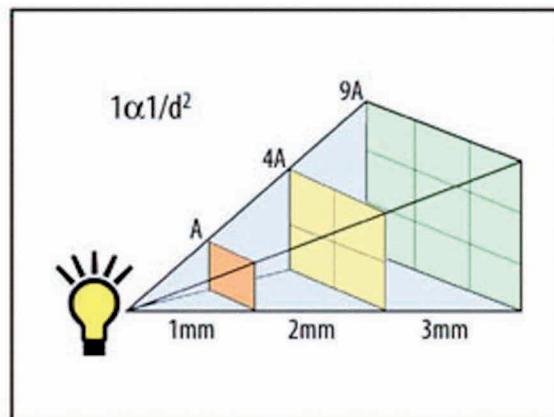


Fig. 7. Efecto de la distancia en la polimerización.



Fig. 8. Diferencias en dos tipos de puntas guía.



Fig. 9. Lámparas de luz halógena de alta intensidad.



Fig. 10. Dos tipos de lámparas LED.

Fig. 11. Otros dos tipos de lámparas LED.

## Luz halógena de alta intensidad

El curado por luz halógena de cuarzo-tugsteno (QTH) de alta intensidad (HHI), es básicamente igual en la generación de la luz a los sistemas de luz halógena.

Estos sistemas denominados de alta intensidad, se caracterizan por presentar una densidad de poder mayor a  $1,200 \text{ mW/cm}^2$ , que se obtiene con una punta conocida como Turbo Tip.<sup>10, 12, 30</sup>

El principio que rige en este sistema, es que con esta punta se logra un menor tiempo de exposición de la luz sobre la resina para obtener su completa polimerización.

Esto se logra, cuando la luz llega a la punta guía y con la presencia de una punta distinta de emisión de luz, las puntas turbo concentran la energía de la luz haciendo más pequeño el haz de luz (concentración del rayo), creando el efecto de una lupa y generando un aumento en la densidad de poder.

La idea principal en el desarrollo de los sistemas de luz halógena de alta intensidad, fue el tener un menor tiempo de exposición para su polimerización, con una mayor profundidad de curado.<sup>2, 14, 31</sup>

Se ha observado, que generalmente esto puede causar un flujo bajo del material en superficies no adheridas; y además, produce mayor stress en áreas adheridas en la superficie del material y el diente.

Es importante mencionar, que también la exposición del material a la luz halógena de mayor intensidad resulta en la formación de más radicales libres, pero con mayor posibilidad de obtener propiedades físicas muy pobres por la gran posibilidad de desarrollar cadenas pequeñas de los polímeros.<sup>15, 32</sup>

Esto, ha generado el desarrollo de distintas formas de aplicación de la luz halógena para la polimerización de las resinas compuestas, que solo se pueden llevar a cabo con los sistemas de luz halógena de alta intensidad.<sup>32, 33</sup>

## LED

El sistema de polimerización llamado LED (Light Emitting Diode), proviene de las iniciales que se refieren a Diodos Emisores de Luz, que presentan algunas características importantes y que al menos desde su introducción fueron consideradas como mejoras a los sistemas existentes en ese



Fig. 12. Lámpara de luz plasma Arc.

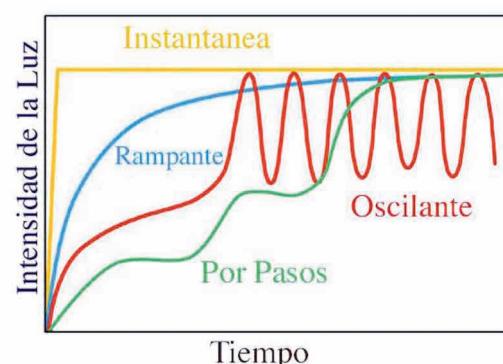


Fig. 13. Gráfica de la relación intensidad de la luz y tiempo en las distintas formas de fotopolimerización.

entonces. Entre estas mejoras, están:<sup>12, 14</sup>

- Alta eficiencia.
- Larga vida de servicio.
- Mínima emisión de calor y no calentarse.
- No existe la necesidad de filtros.
- No necesitan ventiladores para su enfriamiento.
- Fácil limpieza.
- Silenciosos.
- Sin presencia de focos.
- No presentan degradación a través del tiempo.
- Menor tamaño y operan por baterías.
- Sin cordones y portátiles.
- Eficiencia en relación al costo.
- Relativamente nueva tecnología en la industria dental.

Un diodo de emisión de luz, es un aditamento semiconductor óptico; y un conjunto de diodos, es armado como un generador de luz para proporcionar la suficiente energía para el curado de los materiales.

Los sistemas LED, son una combinación de dos semiconductores. Cuando ambos tipos de semiconductores son combinados y un voltaje es aplicado, los electrones se conectan y producen luz.<sup>2, 10, 14</sup>

Estos sistemas de curado LED a pesar de ser muy convenientes, presentan una banda muy delgada de salida de radiación que generalmente es únicamente en el rango de 460 - 470 nm. Esta longitud de onda puede ser altamente efectiva para curar resinas compuestas y adhesivos con camforquinona, pero no son necesariamente efectivos en productos o materiales con otros fotoiniciadores.<sup>10, 15</sup>

Rueggeberg<sup>35</sup> ha demostrado que la profundidad de curado o el grado de conversión de las resinas compuestas, puede estar comprometido cuando se utilizan sistemas LED; y esto, no solamente por su rango pequeño de longitud de onda, sino además por presentar una densidad de bajo poder.

Los primeros sistemas de polimerización de LED, presentaron emisiones de salida bajos ( $350\text{-}500\text{ mW/cm}^2$ ) quizás debido a tener un solo diodo o muy pocos diodos en su punta. Muchas de las lámparas de luz de LED de las más recientes generaciones, han sido desarrolladas con la capacidad de emitir luz a una intensidad mucho mayor ( $800\text{-}1200\text{ mW/cm}^2$ ), aún siendo del mismo fabricante y sin diferencias obvias en su forma o presentación y por lo tanto, es muy conveniente evaluarlas previo a ser utilizadas, en cuanto a su emisión y en cuanto a su capacidad de polimerización para poder desarrollar protocolos de polimerización adecuados y específicos para cada lámpara, en combinación con el material a utilizar.<sup>34</sup>

Como ya se sabe, la ventaja principal de una lámpara LED es que emite luz azul visible en una banda delgada que corresponde con el punto de absorción del iniciador (camforquinona), pero además están las de poder tener miles de horas sin disminución en la intensidad de la luz y de que no existe la emisión de Infrarojos.

Se han observado también en estos sistemas, la presencia de algunas desventajas o características desfavorables, como: el ser poco

efectivos en polimerizar adecuadamente tonos oscuros, el tener que hacer una aplicación de luz por mayor tiempo del sugerido en los sistemas polimerizados por luz halógena y que esto, no asegura una mayor polimerización, lo que generó la interrogación de que si con estos sistemas de polimerización se tenía que desarrollar otro tipo distinto de protocolo de polimerización o alterar el ya existente y que se había utilizado por muchos años con éxito en los sistemas de luz halógena.<sup>10, 14</sup>

Posteriormente, se observó que aún cuando las lámparas LED no emiten calor, si se llega a generar calor en la punta emisora de luz por el efecto fototérmico de los fotones y en el material por la reacción exotérmica de la polimerización; además de que este tipo de emisor de luz, es en algunos sistemas incompatible con materiales que utilizan fotoiniciadores en el rango de 400-450 nm.

Reportes más recientes sobre los sistemas de polimerización por lámparas LED, han demostrado que algunas lámparas que tienen una gran cantidad de diodos, pueden generar una cantidad significativa de calor y que esto deteriora los sistemas internos y a los diodos, por lo que muchas de las lámparas más actuales presentan dentro de su funcionamiento ventiladores que disipen este calor.<sup>6, 14, 34</sup>

Algo que es importante considerar en aparatos para uso dental y que no siempre se tiene la precaución de analizar o de verificar, son las interferencias propias que los impulsos eléctricos pueden presentar en marcapasos cardíacos o cerebrales y con desfibriladores. Solo en algunos manuales de lámparas LED (como en los aparatos de electrobisturí), se han encontrado recomendaciones a este respecto.

### Plasma ARC

Otro de los sistemas de activación de la polimerización, es el sistema llamado Plasma ARC, que presenta una energía de salida de  $2400\text{ mW/cm}^2$ , generando luz en un amplio espectro, pero con la desventaja de presentar emisión de luz UV, visible e infrarroja.

Los sistemas de curado PAC basados en gas Xenon, generan temperaturas más altas que las lámparas de luz halógena y desprenden una mayor cantidad de radiación UV.<sup>12, 36</sup>

La emisión del espectro, se asegura y se define al utilizar una serie de filtros en una forma similar a las de las lámparas de luz halógena.



Como estas lámparas emiten temperaturas más altas, se caracterizan por tener una base grande no solo para generar la luz, sino también para poder disipar el calor y por lo mismo, la luz debe ser transportada a través de un cordón transmisor.

Dentro de las desventajas de los sistemas Plasma ARC, se pueden considerar:

- Muy baja eficiencia.
- Desarrollo de muy altas temperaturas.
- Costo alto.
- Equipo de un gran tamaño.

La mayoría de estos sistemas de Plasma ARC, presentan un cierto control, donde la emisión de infrarrojos puede y debe ser filtrada para evitar daño a los tejidos y asegurar su longitud de onda, para que generalmente sea dentro del rango de 450-500 nm.<sup>36</sup>

La forma en como se genera la luz en los sistemas de Plasma ARC, es a través de dos electrodos de tungsteno que se encuentran separados por un pequeño espacio, en el cual se genera una descarga de alto voltaje.

La chispa generada por esta descarga, ioniza el ambiente gaseoso de Xenon, creando un gas conductor conocido como Plasma.

Esta iluminación que se produce al ionizarse el gas Xenon, genera cantidades grandes de energía electromagnética que se traduce en luz de amplio espectro, que por lo tanto, requiere de una excesiva filtración de la longitud de onda que sea dañina o no utilizable por medio de filtros, que además, guían a la luz con un relleno líquido que transmite esta luz desde la base a la punta en su misma intensidad.

Con este sistema de activación también se presentan algunos problemas, como: la incompatibilidad de los fotoiniciadores de algunas de las resinas compuestas con la longitud de onda generada por estos sistemas Plasma ARC.<sup>10, 14</sup>

También, es muy común ver un aumento considerable de la temperatura intrapulpar por el excesivo calor generado por estos sistemas, aún a pesar de la presencia de filtros y de ser muy limitado el tiempo de exposición.

Y existen también, algunos reportes de un aumento en las fuerzas de contracción generadas

por la polimerización tan fuerte, sobretodo en el complejo diente/restauración cuando se efectúa la polimerización con estos sistemas. Además de la formación de cadenas de polímeros cortas, que producen resinas compuestas con propiedades físicas pobres.

### Láser

El método de polimerización por láser (argón) que por sus iniciales en inglés, se refiere a: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, también es un tipo de emisor de luz que se ha utilizado para polimerizar materiales restauradores de resinas compuestas.<sup>14, 37</sup>

Como se ha visto, la luz visible está normalmente constituida por diferentes longitudes de onda o colores y como los átomos normalmente desprenden luz sin un control, la luz ordinaria es una mezcla de diferentes tipos de ondas.

La luz láser, es diferente y en lugar de tener muchas longitudes de onda, contiene solo una.

La luz láser, es creada al alimentar energía dentro de un líquido, sólido o gas y conforme la substancia toma la energía, los átomos comienzan a desprender luz en una longitud de onda en particular. Cuando esta luz de un átomo pega en sus átomos vecinos, más luz es desprendida formando una reacción en cadena que continua hasta que muchos átomos emiten luz, todos al mismo tiempo.<sup>12, 38</sup>

Los más utilizados de estos sistemas para la fotopolimerización, son los láseres de argón, que contiene iones de argón en un tubo enfriado por aire.

Estos lasers de argón, generan una gran cantidad de calor, pero aún cuando los nuevos sistemas se caracterizan por presentar una baja emisión de calor, requieren todavía de la presencia de un equipo muy grande donde existe una base extensa que es necesaria para la generación de la potencia para la emisión de la luz y que contiene además un sistema sofisticado de enfriamiento.

Los sistemas de curado de láser argón presentan una salida de luz con una longitud de onda más específica y son casi calibrados para ser utilizados en materiales con Camforquina como iniciador; y por lo tanto, pueden no ser muy efectivos en sistemas con otro tipo de fotoiniciador. Esto es debido a que su es-

pectro de longitud de onda es muy estrecho y puede no ser capaz de iniciar a todos los fotoiniciadores.

Además, de que su costo no ha podido ser disminuido por lo sofisticado del equipo, lo que ha generado que presente una baja aceptación a pesar de que se han diversificado sus usos en el consultorio dental.<sup>10, 14</sup>

Estos sistemas de activación de fotopolimerización se consideran los más avanzados de los sistemas de luz, aunque no por esto, también se puedan considerar como los mejores o más exitosos en cuanto a resultados clínicos.

### **Métodos actuales de fotopolimerización y protocolos de fotopolimerización**

En la obtención de la polimerización máxima de los materiales dentales fotopolimerizables, es importante la emisión de la luz y su relación con los fotoiniciadores; pero también, la obtención de esta máxima polimerización puede generar problemas como: un inadecuado control de la contracción por la polimerización o variaciones en la profundidad de curado que pueden afectar al material restaurador y su relación con el diente restaurado.

El protocolo convencional que ha permanecido por muchos años con el uso de las lámparas de curado tradicionales de halógeno, ha buscado ser modificado con la utilización de fuentes de luz más potentes o con la alteración de la composición de la resina, en la búsqueda principal de poder colocar restauraciones de una forma más rápida.<sup>1, 2, 15</sup>

Como ya se ha mencionado, los protocolos iniciales estaban basados en la aplicación de una fuente de luz con una longitud de onda de 400-500 nm y una intensidad entre 300 - 500 mW/cm<sup>2</sup> con ligeras variables en la intensidad, que podían llegar a alrededor de 350 mW/cm<sup>2</sup> y por un tiempo de 40 segundos. A este proceso, se le ha denominado fotoactivación continua.<sup>10</sup>

En los sistemas más actuales con los que se ha intentado una polimerización más rápida, esta fotoactivación continua a una intensidad de luz alta, puede generar resultados indeseables tanto en el material restaurador como en su interfase con la estructura del diente.

Es muy recomendable y altamente deseable, utilizar inicialmente la fotopolimerización con una intensidad reducida, que va a retardar la

polimerización permitiendo una fase de pre-gel más prolongada con la consecuente formación de cadenas más largas de los polímeros.<sup>12, 15</sup>

En el área del desarrollo de nuevas resinas compuestas en las que sea factible obtener una mayor profundidad de curado, se ha visto el dilema de cómo compensar la contracción a la polimerización con un curado rápido y el evitar restauraciones con márgenes deficientes.

Desde el desarrollo de los primeros protocolos de curado utilizando las lámparas de luz visible, se podían utilizar 2 técnicas que eran las más comúnmente utilizadas para fotopolimerizar materiales dentales:

- Forma continua.
- Forma discontinua.

En la creación de nuevos protocolos para la fotopolimerización a raíz del desarrollo de fuentes de luz más potentes, ha prevalecido la utilización de las 2 categorías previas, pero estas han tenido que ser subclásificadas con la idea fundamental de obtener una buena polimerización en los materiales, pero minimizando la contracción a la polimerización.<sup>10, 14</sup>

La forma continua uniforme de fotopolimerización, es la aplicación de la luz a una intensidad constante sobre la resina, por un periodo específico de tiempo.

Se entiende, que una reducción en la intensidad puede ser deseable para alargar la fase pre-gel, pero también puede propiciar una reducción en la polimerización final.<sup>15, 39</sup>

La reducción en la intensidad se recomienda en la activación de comienzo lento (soft-start) que se refiere al comienzo de la polimerización con una baja intensidad y un aumento posterior de la intensidad para obtener una fase post-gel con menor contracción en la resina, obteniendo un material con buenas propiedades físicas.

La reducción inicial de la intensidad ha generado el término de fotoactivación de dos pasos, una conocida como "progresiva" (ramp) y la otra que es conocida "como pulsado o por pasos" (step). Este tipo de polimerización no se puede conseguir o efectuar con todas las lámparas, solo con ciertas lámparas de halógeno y algunas de LED.<sup>12, 40, 41</sup>



En la técnica de curado por pasos, la resina es expuesta a una luz de baja energía y se va aumentando por pasos a una mayor energía, cada paso por un tiempo específico.

El propósito principal de esta técnica, es reducir el stress producto de las fuerzas de la contracción a la polimerización, al inducir a la resina compuesta a fluir durante la fase de pre-gel y reduciendo la total contracción a la polimerización especialmente en la zona de los márgenes de la restauración.<sup>10, 12, 15</sup>

Las lámparas de laser o de plasma arc, no pueden desarrollar esta técnica de fotoactivación, porque trabajan al generar cantidades grandes de energía por periodos cortos de tiempo.<sup>15, 36</sup>

La fotopolimerización por dos pasos, requiere de una activación en dos fases. La primera fase de activación, se lleva a cabo en una exposición de luz de baja intensidad ( $150-200 \text{ mW/cm}^2$ ) por no más de 10 segundos, aunque algunas lámparas preprogramadas llegan a generar emisiones hasta de  $200-300 \text{ mW/cm}^2$ . La segunda emisión, se efectúa inmediatamente después de la primera exposición, pero a una intensidad mayor ( $500-800 \text{ mW/cm}^2$ ) por los restantes 30 segundos. Se ha recomendado también que la primera exposición sea de 20 segundos y que la segunda exceda el ciclo total de 60 segundos.<sup>14, 41</sup>

La fotoactivación progresiva o rampante, se puede considerar similar a la de dos pasos, o una variación. Esta fotopolimerización, se caracteriza por ser continua, pero iniciando a una baja intensidad y esta intensidad aumenta progresivamente en tiempos determinados, hasta llegar a una intensidad máxima en un tiempo de polimerización seleccionado.<sup>10, 12, 15</sup>

En el curado rampante, la luz se aplica inicialmente a una baja intensidad y se aumenta gradualmente hasta alcanzar una alta intensidad en un determinado tiempo. Este proceso permite el curado despacio de la resina reduciendo el stress inicial y la formación de cadenas de polímeros más largas que resulta en una resina más estable. La idea es, que la resina pase por una serie de diferentes intensidades, lo que optimiza la polimerización.<sup>12, 42</sup>

Este tipo de curado se puede obtener en las lámparas de alta intensidad iniciando la polimerización a una distancia de 5 mm. por los primeros 10 segundos e ir acercando el haz de luz paulatinamente hasta efectuar el último

ciclo de curado de 20 segundos a un milímetro de la resina.<sup>2, 43</sup>

Este tipo de protocolo de fotopolimerización, puede venir preseleccionado en algunos sistemas de luz halógena o en algunos sistemas LED, pero puede efectuarse realizando la activación a una sola intensidad ( $300-800 \text{ mW/cm}^2$ ) pero iniciandola a una cierta distancia (5 mm.) de la resina e ir acercando paulatinamente la luz a la resina hasta estar a 1 mm. Se recomienda disminuir mínimo la distancia a 25 segundos de la exposición que se lleve a cabo a menos de 2 mm. de distancia de la resina compuesta.

Con los sistemas de las lámparas preprogramadas, se puede obtener un mayor control y por lo tanto hay más precisión.

Algunas de las lámparas que presentan este programa, suelen comenzar con una emisión de partida de  $150 \text{ mW/cm}^2$  y va incrementando paulatinamente hasta una emisión de  $600-800 \text{ mW/cm}^2$ , esto, en un tiempo de 40 segundos.<sup>2, 10, 14</sup>

A la técnica de fotopolimerización discontinua, se le denomina también técnica de curado suave. En esta técnica, se utiliza luz a muy baja intensidad para iniciar una polimerización lenta que le permite a la resina fluir hacia la estructura del diente.

La polimerización se completa, con un siguiente ciclo de curado con una intensidad mucho mayor para completar la polimerización óptima.<sup>15</sup>

En el curado de pulsado-retardado, una exposición de luz muy corta (pulsado simple) a baja intensidad, se aplica sobre la resina y se hace una pausa de aproximadamente 10 segundos o más y posteriormente, se aplica una nueva emisión de luz (segundo pulsado) a mayor intensidad y de mucho mayor tiempo a completar el ciclo completo de 40 o 60 segundos. Este protocolo, también es conocido como polimerización con paso incremental interrumpido.

Otra forma similar de fotoactivación, pero que depende no solo de la intensidad y del tiempo de exposición, sino que también debe funcionar basada en la utilización de técnica por incrementos, es la de pulsado diferido.<sup>14, 42, 44</sup>

Este protocolo, utiliza los primeros dos incrementos de aproximadamente 2 mm. fotopolime-

rizados a 600 mW/cm<sup>2</sup> por 10 segundos cada uno. Cada incremento restante, se polimeriza a la misma intensidad por más de 20 segundos y el último incremento que puede ser menor a 2 mm. se polimeriza a 200 mW/cm<sup>2</sup> y solo por 3 o 5 segundos dependiendo del grosor y se procede a efectuar el ajuste y modelado; y una vez terminado, se procede a aplicar luz a una intensidad mayor a 600 mW/cm<sup>2</sup> proveniente de distintas direcciones a totalizar en este último ciclo entre 40 a 60 segundos.

Con el seguimiento de este tipo de protocolo, se asegura una buena polimerización a toda la restauración de resina, sabiendo que todos los incrementos están bien curados, pero además, que los más profundos se han beneficiado de extender la fase de pre-gel.<sup>40, 41</sup>

La activación con la técnica por un pulsado de energía alta, utiliza la aplicación extrema (1000-2800 mW/cm<sup>2</sup>) en un corto tiempo (10 segundos).

Una energía aplicada sobre una resina en un periodo corto de tiempo, tratando de generar

una polimerización más rápida, provoca que los monómeros de dimetacrilato se unan entre sí, resultando en polímeros con cadenas cortas, un material frágil y una restauración con mayor contracción y márgenes abiertos.<sup>10, 12, 15</sup>

Por lo tanto, en el fotopolimerizado de las resinas compuestas, no siempre lo más rápido es lo mejor.

Es siempre importante dentro del desarrollo de protocolos para tratar de obtener la más adecuada y mejor polimerización de los materiales actuales, considerar como posibilidades futuras, el desarrollo de una nueva clasificación de los materiales dentales de acuerdo a su capacidad de polimerización, como podría ser:

- Polimerización tradicional.
- Difícil polimerización.
- Polimerización rápida.
- Polimerización con comienzo lento.<sup>34, 35</sup>

## Referencias bibliográficas

- 1.- Rueggenberg, Frederick: Depth of cure parameters in light-cure composites. Master's Thesis. The University of Michigan School of Dentistry. Ann Arbor, Michigan, 1987.
- 2.- Albers, H.F.: Resin systems. In: Tooth colored restoratives. Chapter 2. 7<sup>th</sup>. Edition. Alto Books, Co. September, 1985.
- 3.- Pollack, B.F. and Blitzer, H.M.: The advantages of visible light curing resins. N.Y. State Dent. J. 48: 228, 1982.
- 4.- St. Germain, H.A.: Tooth-colored restorations. Materials and indications. Junior operative lecture. Indiana University School of Dentistry. Sept. 27, 1982.
- 5.- Young, K.C., et.al: The performance of ultraviolet lights to polymerize fissure sealants. J. Oral Rehabil. 4(2): 181-191, 1977.
- 6.- Murray, G.A., Yates, J.L. and Newman, S.M.: Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. J. Prosthet. Dent. 46(2) 167-170, August, 1981.
- 7.- Light, E.I. and Rakow, B.: Clinical evaluation of Nuva-fil. J. NJ Dent. Assoc. Fall Issue, p.32-34, 1973.
- 8.- Watkins, J.J. and Andlan, R.J.: Restoration of fractured incisors with an ultraviolet light-polymerized composite resin. Br. Dent. J. 142: 249, 1977.
- 9.- Council on Dental Materials, Instruments and equipment. Visible light-cured composites and activating units. JADA. Vol. 110: 100-103, January, 1985.
- 10.- Albers HF : Resins and Resin Polymerization. Adept Report . 6:1-16, 1999.
- 11.- Clinical research associates. Newsletter: Visible Light cured resins for anterior teeth. Vol. 7 (2) Feb, 1983.
- 12.- Albers, H.F. Resin Polymerization. In: Tooth- colored restoratives. Chapter 6. 9<sup>th</sup> ed. p 81-110. BC. Decker, Inc. Hamilton, ON, CA, 2002.
- 13.- Emphasis. Symposium on Visible light bonding. A review for the clinician. JADA. Vol. 111: 720-733. November, 1985.
- 14.- Oxman, J. and Wiggins, K.: Light Technology. Lecture Miniresidency in Biomaterials and Operative Dentistry. The University of Minnesota School of Dentistry. 3M. Co., St. Paul, MN, July 18, 2002.
- 15.- Keogh, T.P.: Polimerización iniciada mediante luz: claros y oscuros de las nuevas técnicas. Ideas y trabajos Odontostomatológicos. 2(1) p. 29-37, 2001.
- 16.- Clinical research associates. (CRA) Newsletter: Visible Light cured resins for anterior teeth. Vol. 7 (2) Feb, 1983.
- 17.- Shintani, H., Inoue, T., Yamaki, M.: Analysis of camphorquinone in visible light-cured composite resins. Dent. Mat. 1: 124-126, 1985.
- 18.- Swartz, M.L, Moore, K. B., Phillips, R.W. and Rhodes, B.F.: Direct restorative resins- A comparative study. J. Prosth. Dent. Vol. 47 (2) 163-170, February, 1982.
- 19.- Raptis, C.N., Fan, P.L., Powers, J.M.: Properties of Microfilled and visible light-cured composite resins. JADA. 1982.
- 20.- Swartz, M.L., Phillips, R.W. and Rhodes, B.: Visible light-activated resins. Depth of cure. JADA. Vol.106 634-637, May, 1983.
- 21.- Pollack, B.F. and Lewis, A.L.: Visible light resin-curing generators: A comparison. Gen. Dent. 29(6): 448-493, 1981.
- 22.- Killian, R.J.: Visible light cured composites: Dependence of cure on light intensity. IADR Program and Abstracts. No. 603, 1979.
- 23.- Standlee, J.P., Caputo, A.A., Hokama, S.N.: Light-cured composites. CDA. 16: 25-28, 1988.
- 24.- Matsumoto, H., Gres, J.E., Marker, V.A.: Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation. J. Prosthet. Dent. 55: 574-578, 1986.
- 25.- Weaver, W.S., Blank, L.W., Pelleu, G.B.: A visible light-activated resin cured through tooth structure. Gen. Dent. 36: 136-137, 1988
- 26.- Leung, R., Fan, P.L., Johnson, W.: Post-irradiation polymerization of visible light-activated composite resin. J. Dent. Res. 62: 363-365, 1983.
- 27.- Onose, H., Sano, H., Kanto, H.: Selected curing characteristics of light-activated composite resins. Dent. Mater. 1: 48-54, 1985.
- 28.- Fan, P.L., Worniak, W.T., Reyes, W.D., Stanford, J.W.: Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. JADA 115: 442-445, 1987.
- 29.- Lambert, R.L., Passon, J.C.: Inconsistent depth of cure produced by identical visible light generators. Gen. Dent. 26: 124-125, 1988.
- 30.- Friedman, J.: Variability of lamp characteristics in dental curing lamps. J. Esthet. Dent. 1: 189-190, 1989.
- 31.- Emphasis. Symposium on Visible light bonding. A review for the clinician. JADA. Vol. 111: 720-733. November, 1985.
- 32.- Antonson, D.E., Benedetto, M.D.: Longitudinal intensity variability of visible light curing units. Quintessence Int. 17: 819-82, 1986
- 33.- Friedman, J.: Care and maintenance of dental curing lights. Dent. Today. 10: 40-41, 1991.
- 34.- Carrillo, Carlos. Investigación sin publicar.
- 35.- Rueggeberg, Frederick: Comunicación personal.
- 36.- Bouschlicher, M.R., Vargas, M.A., Boyer, D.B.: Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. Am. J. Dent. 10: 88-96, 1997.
- 37.- Althoff, O., Hartung, M.: Advances in light curing. Am. J. of Dent. Vol. 13. Special Issue, p. 77-81, November 2000.
- 38.- Hammesfahr, P.D., Oconnor, M.T., Wang, X.: Light-Curing technology: Past, present and future. Compendium Vol. 23. No. 9 (Suppl.1) p. 18-24 Sept., 2002.
- 39.- Caughman, W.F., Rueggeberg, F.A., Curtis, J.W.: Clinical guidelines for photocuring restorative resins. JADA.126: 1280-1286, September, 1995.
- 40.- Rueggeberg, F.: Contemporary issues in photocuring. Compendium (Suppl. 25) 20: S4-S15, 1999.
- 41.- Nakfoor, B., Yaman, P., Dennison, J., Herrero, A.: Effect of light-emitting diode on composite polymerization shrinkage and hardness. J. Esthet. Rest Dent. 17: 110-117, 2005.
- 42.- Suh, B.I.: Controlling and understanding the polymerization shrinkage-induced stresses in light-cured composites. Compendium (Suppl. 25) 20: S34-S41, 1999.
- 43.- Burgess, J.O., Walker, R.S., Porche, C.J., Rappold, A.J.: Light Curing - An update. Compendium. Vol. 23, No. 10, p.889-906, October, 2002.
- 44.- Clinical Research Associates (CRA) Newsletter. Resin Curing Lights. Vol. 24, Issue 5, May, 2000.