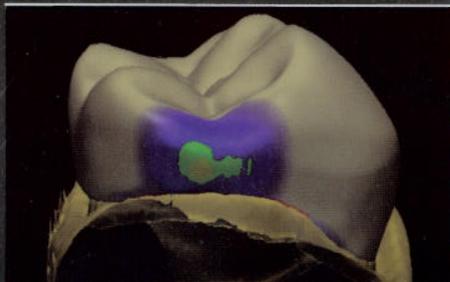




# **ATLAS DE** **OPERATORIA** **DENTAL**

Eduardo Julio Lanata  
y colaboradores



 Alfaomega

## Autor-editor

**Eduardo Julio Lanata.** Profesor Titular –Jefe– de la Cátedra de Técnica de Operatoria Dental, Facultad de Odontología de la Universidad de Buenos Aires. Autor del libro *Operatoria dental-Estética y adhesión* (Grupo Guía, Buenos Aires, 2003) reimpreso en 2005. Miembro honorario de instituciones científicas de la Argentina y del exterior. Dictó más de 400 cursos y conferencias dentro y fuera de su país. Ex Director de la Maestría a nivel de especialización en Operatoria Dental de la Universidad “Juan Misael Saracho” de Bolivia. Doctor en Odontología y Docente Autorizado de la Universidad de Buenos Aires. Autor de publicaciones científicas en su país y en el exterior.

## Coautores

**Carlos Acosta Prado.** Profesor Asociado de la Cátedra de Materiales Dentales, Facultad de Odontología, Universidad Central de Venezuela.

**Luis Narciso Baratieri.** Profesor Titular de la Disciplina de Dentística, Universidad Federal de Santa Catarina, República Federativa del Brasil.

**Marcelo Bertone.** Profesor Adjunto de la Cátedra de Técnica de Operatoria Dental, Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires, Argentina.

**Alberto Bustamante.** Profesor Titular de la Cátedra de Periodoncia, Escuela de Odontología, Universidad del Salvador, Argentina.

**José Pedro Cortés Rovere.** Profesor Titular de la Cátedra de Clínica de Operatoria Dental y de Clínica de Prostodoncia Fija, Facultad de Odontología, Universidad Católica del Uruguay.

**François Duret.** Profesor de la Universidad de Montpellier, Francia.

**Marcela Exeni Baracatt.** Docente de la Facultad de Odontología, Universidad Juan Saracho, República de Bolivia.

**Silvia M. Friedman.** Profesora Titular de la Cátedra de Bioquímica General y Bucal, Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires, Argentina.

**Ivonne García Lugo.** Profesora Titular de la cátedra Operatoria Dental Clínica I y II, Universidad Autónoma de Asunción, Paraguay.

**Gilberto Henostroza Haro.** Profesor Asociado y Jefe de la Sección Académica Operatoria Dental y Materiales Dentales. Facultad de Estomatología. Universidad Peruana Cayetano Heredia.

**Leandro Hilgert.** Especialista en Dentística de la Universidad Federal de Santa Catarina, República Federativa del Brasil.

**Fernando Maravankin.** Profesor Titular Extraordinario, Cátedra de Operatoria Dental I, Escuela de Odontología, Universidad de El Salvador. Buenos Aires, Argentina.

**Federico Pérez Díez.** Coordinador de Educación Continua de la Universidad Quetzalcóatl en Irapuato, México.

**Alfonso Maldonado Dueñas.** Profesor Titular, Facultad de Odontología de la Universidad Central de Venezuela.

## Colaboradores

**Cristina Caballero García.** Profesora de la Cátedra Operatoria Dental, Clínica I, Universidad Autónoma de Asunción, Paraguay.

**Alberto Calazans.** Técnico en Prótesis Dental, São Paulo, República Federativa del Brasil.

**Natalia Henostroza Quintans.** Profesora Auxiliar de la Sección Académica Operatoria Dental y Materiales Dentales. Facultad de Estomatología, Universidad Peruana Cayetano Heredia.

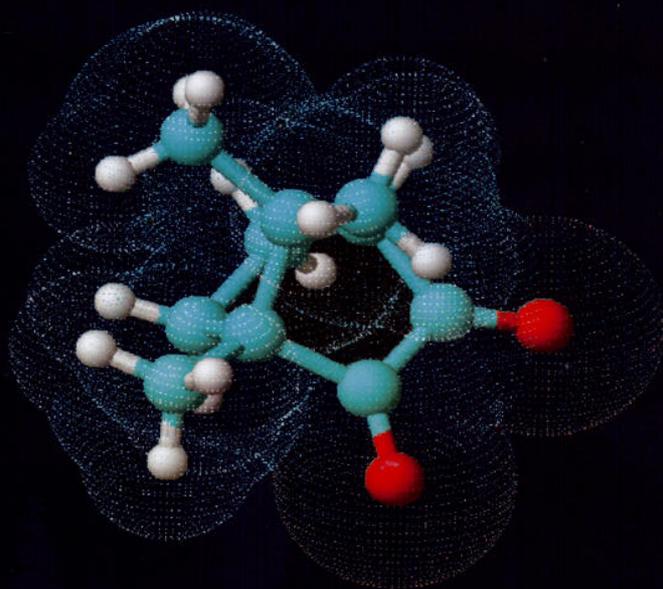
**Lessandro Machry.** Especialista en Dentística de la Asociación Brasileña de Odontología, Santa Catarina, República Federativa del Brasil.

**Bruno Pelissier.** Responsable del Departamento de Odontología Conservadora, Facultad de Odontología de Montpellier I, Francia.

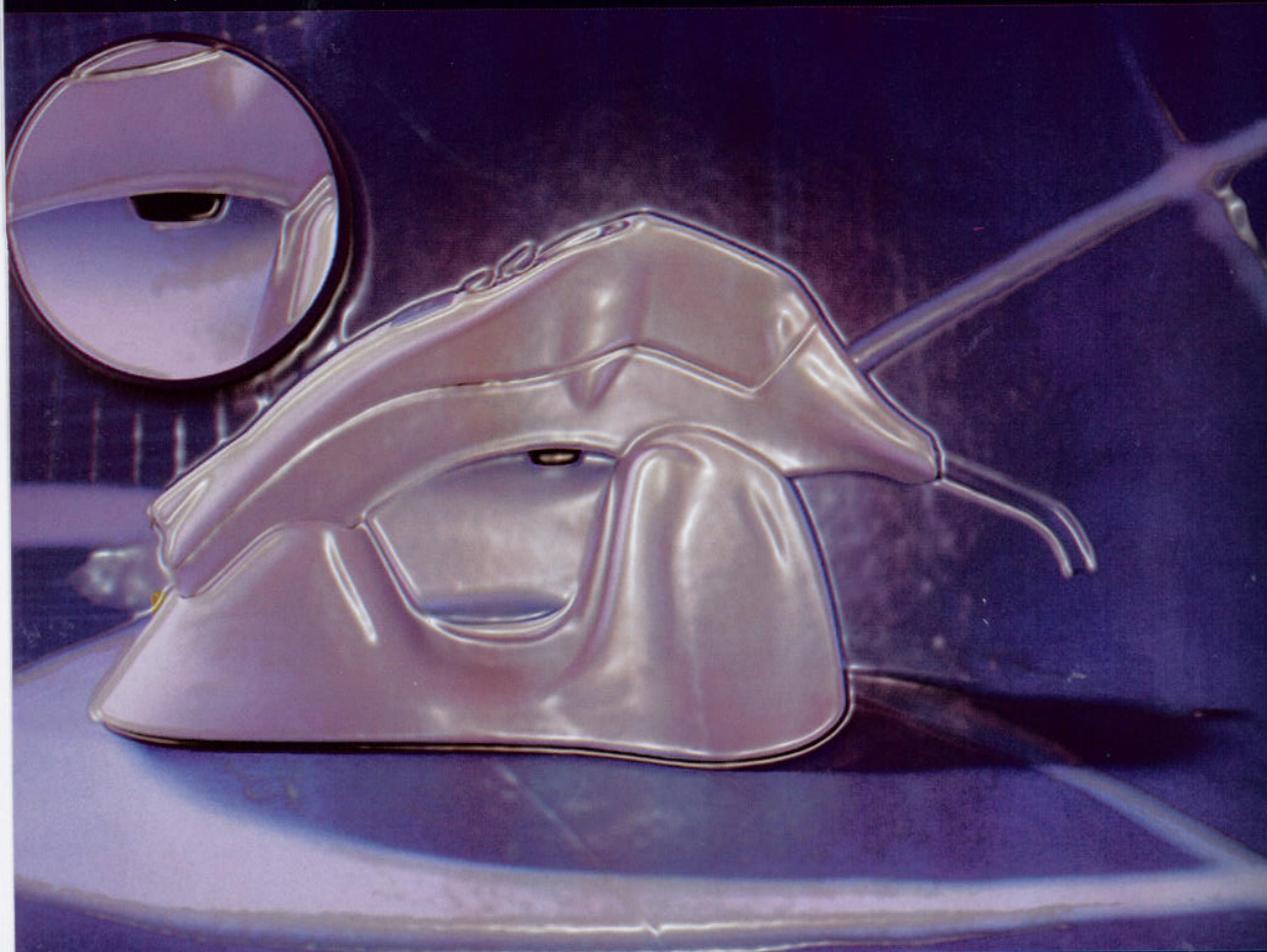
**Luis Schlichting.** Especialista en Dentística de la Universidad Federal de Santa Catarina, República Federativa del Brasil.

# 9

## Polimerización y lámparas de LED



François Duret  
Bruno Pelissier



**D**urante más de dos siglos la Odontología ha utilizado como materiales para obturación las amalgamas de cobre o plata, y algunos cementos estéticos, lamentablemente demasiado frágiles (p. ej., los cementos de silicato). En el transcurso de la década de 1970 se produjo uno de los mayores aportes científicos a la Odontología conservadora estética: la introducción de las resinas compuestas (composites) a partir de los trabajos de nuestro colega y químico Bowen.

Los primeros composites empleados por el odontólogo en su consultorio se presentaban bajo la forma de dos productos que debían mezclarse: una pasta base y otra activadora (Concise o Adaptic). Estos materiales para obturación no fueron totalmente satisfactorios, ya que daban muy poco tiempo al operador para insertarlos de manera correcta en la cavidad debido a que la mezcla solía resultar insuficiente y su aplicación dentro de la cavidad, demasiado tardía.

La verdadera revolución se produjo en 1976 mediante la fotopolimerización efectuada con radiación ultravioleta (UV), método reemplazado con rapidez por la polimerización por luz visible o VLC (Visible Light Curing) fundamentalmente por razones evidentes de seguridad para la visión del paciente y el operador (recuérdese que, por definición, la radiación UV es invisible para el ojo humano).

Este nuevo método brindó al odontólogo una extraordinaria comodidad de trabajo, lo que explica su éxito inmediato. Los dos envases se reemplazaron por una sola jeringa muy fácil de manipular; el tiempo de trabajo se hizo casi ilimitado para la conformación del material y su endurecimiento era instantáneo en el momento de iniciar la polimerización. Esta fotopolimerización posibilitó el desarrollo de nuevas e importantes técnicas de inserción clínica, como la reconstrucción estética utilizando la aplicación sucesiva de capas de materiales de tintes, opacidades y colores variados y adaptados (técnica estratificada o de capas múltiples –*multi-layers*–).

Sin embargo, en el presente se sabe que para que esa fotopolimerización se lleve a cabo en forma correcta se deben respetar algunos criterios físicos conocidos, los que determinan la potencia de la fuente lumínica o su longitud de onda, el tiempo de irradiación y el conocimiento de las distintas situaciones clínicas, como la distancia de la separación entre la superficie del composite y la fuente de luz. Con el objeto de respetar esos criterios, los investigadores y los industriales desarrollaron diferentes tipos de lámparas (fig. 9-1) pero también algunas técnicas de aplicación clínica particulares. Por ejemplo, el tiempo requerido para la realización de una estratificación generó el auge de las lámparas de alta energía, y, al contrario, la enorme contracción resultante de esta fotopolimerización demasiado rápida, pero lo suficientemente intensa para romper la unión adhesiva, provocó el desarrollo de los programas de polimerización secuencial o progresiva de las lámparas halógenas.

Por último, es importante destacar el sorprendente desarrollo en estos últimos años de los principios que controlan la activación fotoquímica de los composites con la aparición de la tecnología de las lámparas electroluminiscentes o LED de primera, segunda y tercera generaciones.

Por lo tanto, es importante explicar cómo funcionan estos nuevos generadores eléctricos de luz que utilizan fuentes LED y por qué se seleccionaron para su empleo en Odontología.

Para este fin, después de recordar los principios de la fotopolimerización describiremos el funcionamiento de una lámpara de LED y explicaremos luego por qué esas lámparas brindan muy buenos resultados en relación con otros tipos de fuentes lumínicas, como las de plasma o las halógenas. Esto permitirá que tanto el estudiante como el profesional conozcan la influencia de estos nuevos generadores de luz en el comportamiento de los biomateriales poliméricos (compómeros, composites, composites compactables o bioactivos).

## LA REACCIÓN DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

### Los componentes presentes en el material por polimerizar

La polimerización es un proceso en cadena que necesita una etapa de iniciación (en la que se utiliza un iniciador), una etapa de propagación (en la que se unen entre sí  $n$  moléculas, llamadas también monómeros) y una etapa de finalización (que suele ser muy lenta para los composites dentales), a menudo denominada por error pospolimerización.

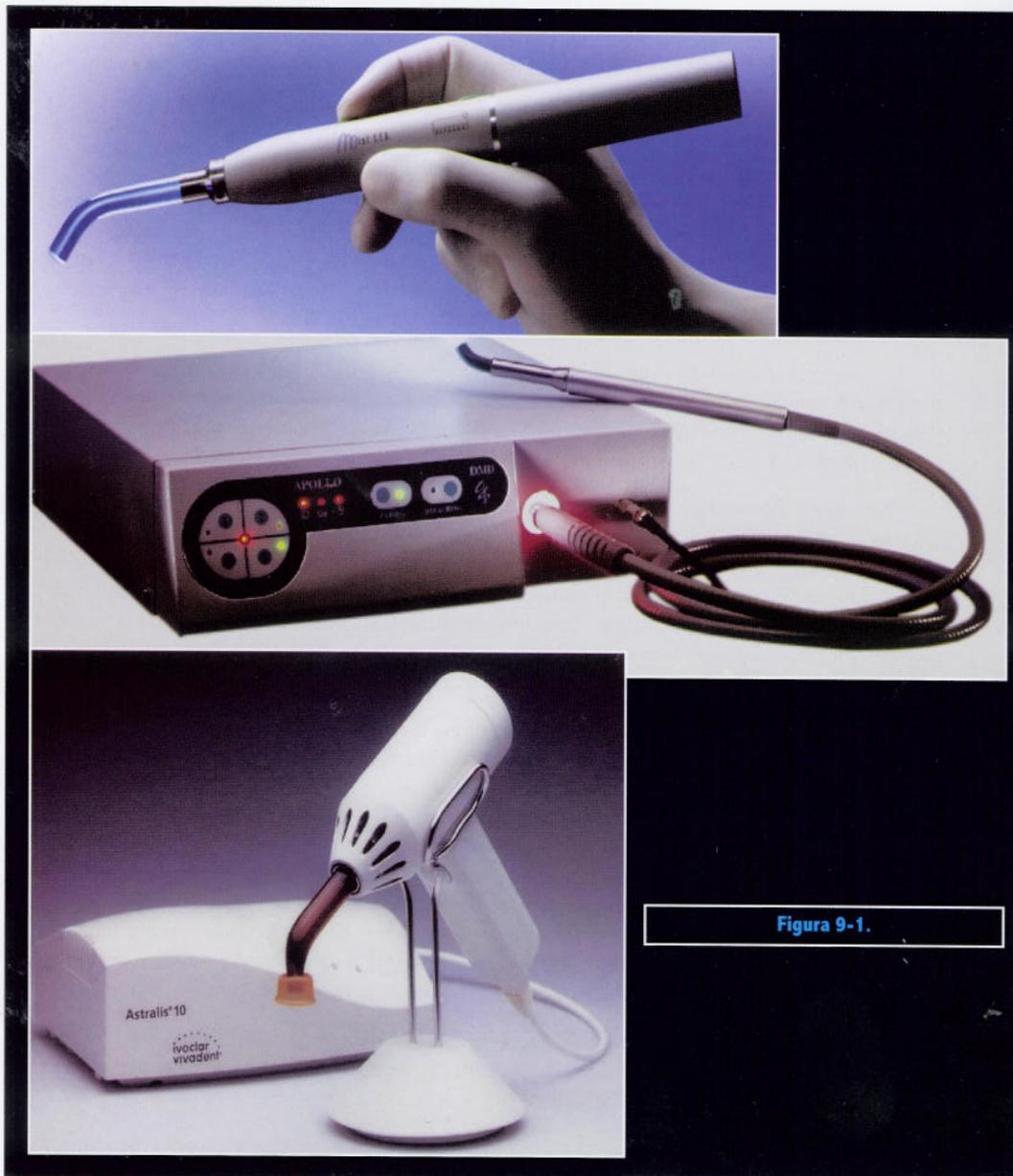


Figura 9-1.

Por último, obtendremos una estructura en forma de malla o de cadenas cruzadas más o menos completa, característica de los composites dentales. El número y las cualidades físicas y químicas de estas conexiones intermoleculares definirán las propiedades de nuestros materiales de restauración.

Para llevar a cabo en forma apropiada esa estructura tridimensional y macromolecular, generada por la reacción química de fotopolimerización, los composites de uso odontológico deben estar constituidos por lo menos por cuatro grandes categorías de sustancias (fig. 9-2):

- Los monómeros resinosos que componen la estructura.
- Los iniciadores físicos (luz o químicos, o ambos) que desencadenan la reacción.
- Las cargas o los rellenos contenidos en la estructura tridimensional (que incluso pueden realizarse con enzimas).
- Los componentes secundarios (aceleradores, colorantes, entre otros).

B

TEA

DMA

EPD

Fig.

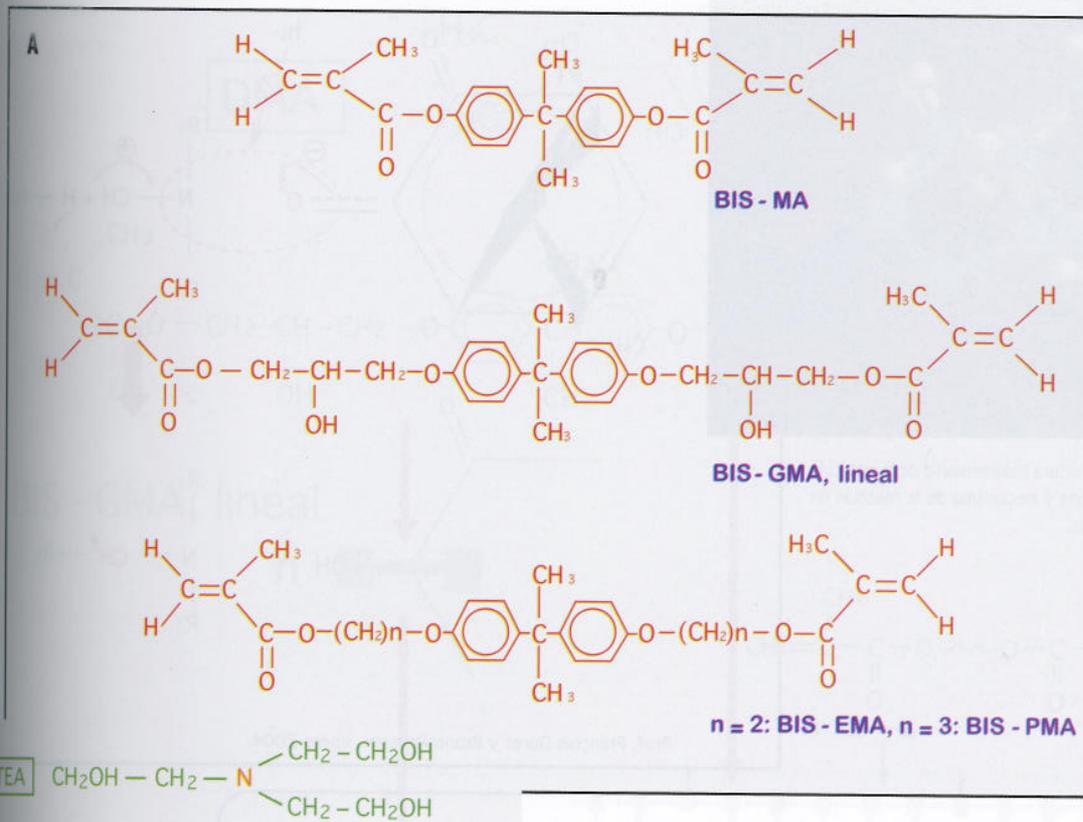


Fig. 9-2. A, monómero. B, moléculas de aminas.

Los monómeros resinosos de uso odontológico están constituidos esencialmente por dos tipos de moléculas: una pequeña, que a menudo contiene un grupo aminado o molécula puente, y una molécula grande epóxica (fig. 9-2B), de las cuales la Bis GMA es la más conocida. El producto macromolecular resultante de la reacción está constituido por una estructura tridimensional en forma de una malla más o menos floja de esas dos moléculas y por eso se la denomina "copolímero". Por lo tanto, la reacción química de fotopolimerización consiste en encadenar estas moléculas monoméricas presentes en nuestras jeringas de composite.

Con algunas excepciones –la molécula aminada puede ser también la molécula fotosensible– estas moléculas resinosas no son sensibles a la luz, y las lámparas que utilizamos no tienen acción sobre ellas. Para unirse, mediante uno o varios enlaces moleculares covalentes, las dos moléculas necesitan una forma de energía externa que puedan utilizar.

En Odontología esta energía, que es utilizada por los monómeros, es aportada por moléculas iniciadoras que forman parte de la familia de las dicetonas, sensibles a la luz azul y más precisamente a una longitud de onda ubicada entre 390 y 490 nm. La dicetona más utilizada en Odontología restauradora, la canforquinona (CQ) (fig. 9-3), tiene una zona de sensibilidad en el espectro de luz visible, alrededor de los 470 nm ( $\pm 20$  nm). Por lo tanto, lo ideal es disponer de una intensidad luminosa máxima en una zona comprendida entre 400 y 500 nm para las lámparas de fotopolimerización. Eso es lo que nos ofrecen las luces halógenas, las plasmáticas y los diodos electroluminiscentes, y es por eso que se seleccionaron para su uso odontológico.

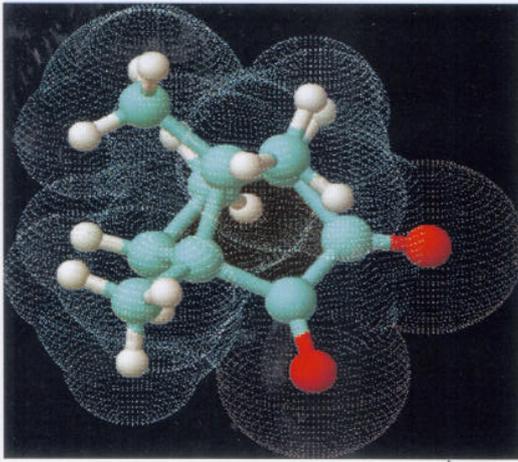
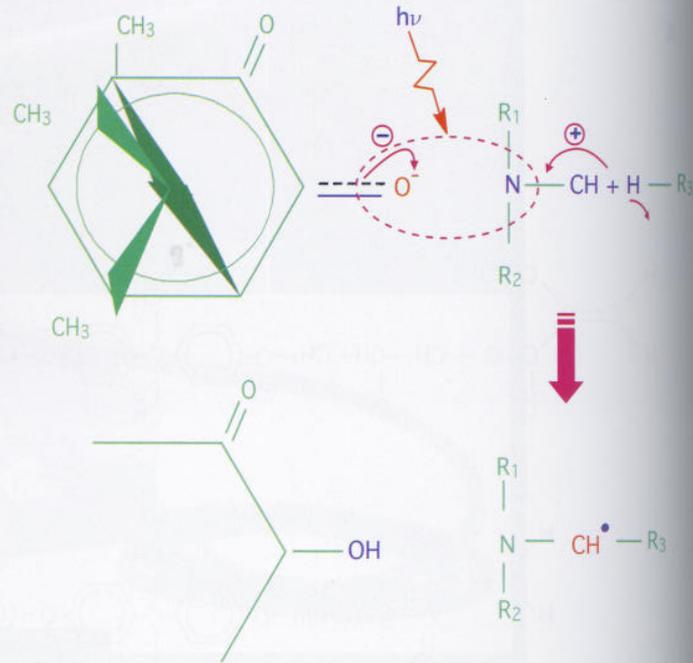


Fig. 9-3. Estructura tridimensional de la molécula de canforquinona y mecanismo de la reacción en presencia de luz.



Prof. François Duret y Bruno Pelissier, enero 2004.

### La reacción de polimerización

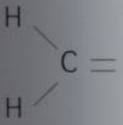
Como se puede apreciar en el esquema de la figura 9-4, la reacción de fotopolimerización de los composites dentales se resume de la siguiente manera:

- La luz excita la molécula fotosensible (la CQ) y la carga de una forma de energía estructural utilizable y transmitida a uno de los extremos (llamado también radical reactivo) de la pequeña molécula de monómero aminado. Una vez terminado este proceso de transmisión, el fotoiniciador queda inutilizado.
- Este pequeño monómero "excitado" utilizará esta energía para construir un enlace de covalencia con las grandes moléculas del segundo tipo de monómero, por ejemplo, el Bis GMA. Esta reacción genera sólidas uniones y se propaga hacia todas las moléculas, lo que permite obtener la estructura macromolecular típica de los polímeros.
- Cuando todos los sitios accesibles y disponibles a la reacción en cadena quedan saturados, la reacción se detiene por sí sola.

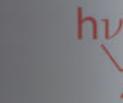
Por último, desde el momento en que la luz excita el fotoiniciador, todo es cuestión de transferencia de energía de molécula a molécula, en la que la luz de la lámpara ya no desempeña papel alguno. La función de la lámpara es justamente aportar esta energía luminosa inicial para excitar la molécula del fotoiniciador y desencadenar la polimerización, así como la luz excita la clorofila para iniciar el proceso de fotosíntesis. Por lo tanto, debe haber una correlación perfecta entre la molécula del fotoiniciador y la luz emitida por nuestra lámpara.

Queda sobreentendido que la energía luminosa de nuestras lámparas LED debe seleccionarse de manera que aporte suficiente "buena energía" para excitar la molécula fotoiniciadora.

A partir de cierta cantidad de estas tres moléculas (monómeros y fotoiniciador) separadas dentro del mismo envase de composite, conseguimos formar una gran red tridimensional compacta, tanto más importante cuanto más numerosos y próximos sean los enlaces formados.



BIS



CQ  
Canforquin

Prof. François Duret y Bruno Pelissier, enero 2004.

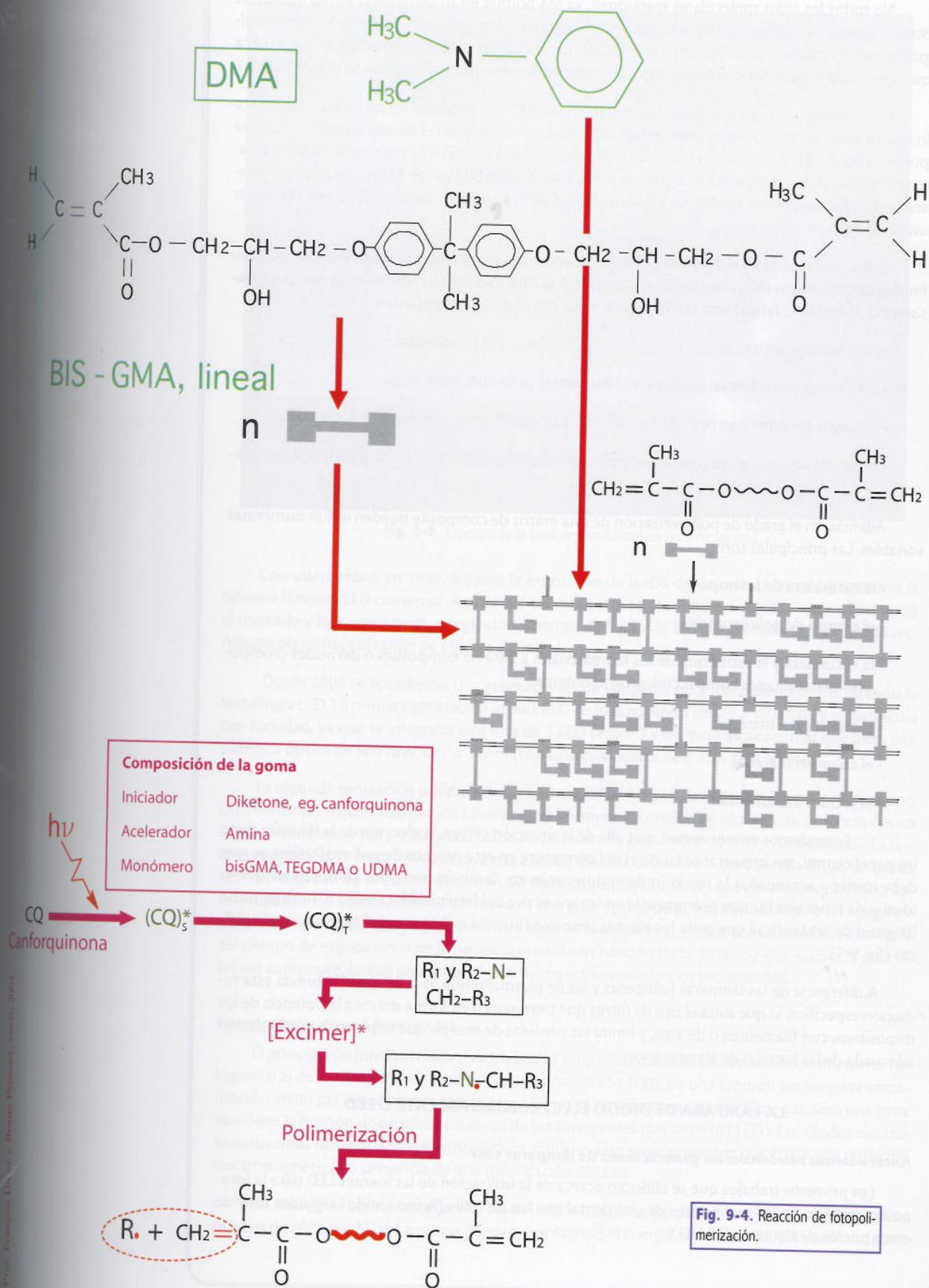


Fig. 9-4. Reacción de fotopolimerización.

No todos los sitios moleculares reaccionan, ya sea porque están demasiado alejados unos de otros o porque no tienen suficiente tiempo como para moverse hasta el sitio correspondiente: algunos incluso quedan "solteros", pero este estado los vuelve inestables y excitados, lo que explica que a menudo puedan ser causa de alergias (aunque en el presente esta hipótesis se pone en duda).

El porcentaje de sitios que reaccionaron en relación con la totalidad de los disponibles indica lo que se llama el porcentaje de polimerización. En nuestros composites de uso odontológico, éste puede variar del 65 al 80%, según los factores implicados en la reacción de polimerización. Si deseamos disponer de un composite que tenga buenas propiedades biológicas, físicas y químicas, es deseable que ese porcentaje sea lo más elevado posible, por lo tanto, la reacción debe crear la mayor cantidad de enlaces posibles.

En efecto, la calidad y el grado de polimerización de una matriz de composite van a influir y definir las características del material: eso está comprobado no sólo para su rendimiento mecánico (resistencia al desgaste, fatiga) sino también para otras propiedades importantes:

- propiedades ópticas: índice de refracción, resistencia a la decoloración;
- propiedades mecánicas: resistencia al desgaste, a la flexión, entre otros;
- propiedades químicas: percolación, comportamiento frente a los alimentos, etcétera;
- propiedades biológicas: problemas de biocompatibilidad (citotoxicidad pulpar) o a nivel general (alergia).

Además, en el grado de polimerización de una matriz de composite pueden influir numerosas variables. Las principales son:

- la naturaleza de la lámpara;
- el tiempo de polimerización;
- la naturaleza y la estructura de los biomateriales a base de composites o derivados (composites denominados compactables, compómeros);
- el espesor del material;
- el color del material;
- la técnica incremental.

Entendemos entonces que, más allá de la situación clínica, la elección de la lámpara tiene un papel central, tan importante como el del composite en este proceso de polimerización, ya que debe iniciar y acompañar la reacción de endurecimiento. También podemos comprender que lo ideal sería tener una luz que se emita sólo en la zona activa del fotoiniciador (390-510 nm), gama de longitud de onda eficaz que evita los efectos térmicos (luz roja o IR) u otras dispersiones energéticas (fig. 9-5).

A diferencia de las lámparas halógenas y las de plasma/xenón, la lámpara LED brinda esta radiación específica, lo que evita el uso de filtros que disminuyen en forma drástica la potencia de los dispositivos con filamentos o de arco, y limita las pérdidas de energía que impiden la manipulación adecuada de las baterías de alimentación.

## LA LÁMPARA DE DIODO ELECTROLUMINISCENTE O LED

### Antecedentes históricos; las generaciones de lámparas LED

Los primeros trabajos que se conocen acerca de la utilización de las fuentes LED para la fotopolimerización de los composites de uso dental son los de Mills (Reino Unido) seguidos muy de cerca por los de Kennedy (EE.UU.).

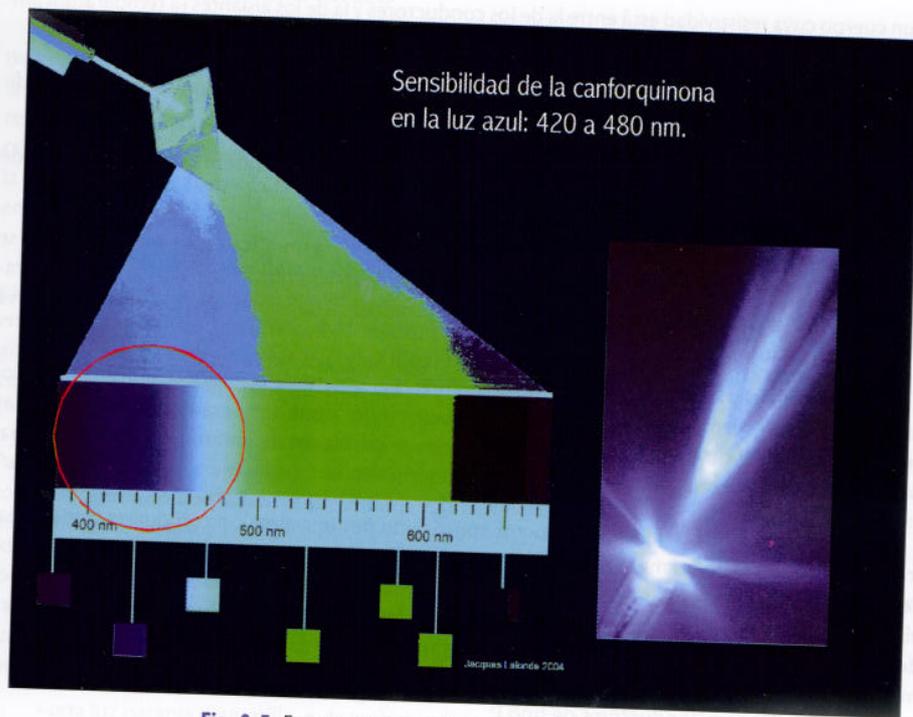


Fig. 9-5. Espectro de la zona de sensibilidad de la canforquinona.

Con ulterioridad, en 1999, durante la exposición de la IDS de Colonia (Alemania), apareció la primera lámpara LED comercial. A partir de ese momento se produjo una verdadera ola que inundó el mercado y los consultorios, relegando en menos de 5 años la tecnología halógena y luego la tecnología plasmática al rango de objetos sin interés.

Desde 2000 se sucedieron tres generaciones de lámparas para fotopolimerizar, utilizando la tecnología LED. La primera generación incluía LED de baja potencia (de 20 a 150 mW) y se distinguía con facilidad, ya que se integraba con más de 5 LED (entre 7 y 64) para alcanzar, mal que bien, una potencia óptica de 500 mW/cm<sup>2</sup> a 1 mm (con una guía óptica de 8 mm de diámetro).

La segunda generación utilizaba de uno a dos LED de 3 a 5 W de potencia (en general, el mismo LED, conocido bajo el nombre de Luxemon de la empresa Lumiled) y ofrecía una potencia óptica comprendida entre 800 y 1.500 mW/cm<sup>2</sup> a 1 mm (con una guía óptica de 8 mm de diámetro). La tercera generación, la única sin duda que marcará de manera definitiva la prevalencia de las lámparas LED sobre las demás, se compone de un LED multi chips (de 10 a 15 W) que genera una potencia óptica superior a 2.500 mW/cm<sup>2</sup> a 1 mm (con una guía óptica de 8 mm de diámetro), un rango espectral comprendido entre 390 y 490 nm, y algunas funciones especiales como autofocus, esto es, la del tiempo de exposición o de la potencia emitida en función de la distancia que separa la guía de luz del composite, lo que garantiza así una buena polimerización en profundidad.

#### Composición de una fuente LED

El principio de funcionamiento de un LED es muy diferente al de las lámparas con filamento halógeno o al de las lámparas de arco tipo plasma/xenón. Se trata de una emisión sin ninguna amplificación en un gas (la esfera que recubre los LED no es una lámpara que contiene gas, sino una lente que tiene la función de canalizar los rayos de luz divergentes que salen del LED). Los diodos electroluminiscentes son sencillamente dispositivos similares a un semiconductor, que emite una radiación electromagnética en presencia de una polarización directa.

Un cuerpo es conductor cuando, bajo el efecto de un campo eléctrico, las cargas electrónicas pueden desplazarse. Si las cargas no pueden desplazarse, el cuerpo es un aislante. Un semiconductor

es un cuerpo cuya resistividad está entre la de los conductores y la de los aislantes (a temperatura ambiente).

Para una mejor comprensión de los dispositivos que posee un semiconductor, es imprescindible recordar algunas nociones básicas de física:

- Un electrón tiene una carga negativa; una corriente eléctrica corresponde al movimiento de los electrones del polo negativo al polo positivo.
- Cuando una agitación térmica o un campo eléctrico libera un electrón de un átomo, éste se convierte en un ion positivo, con la aparición de "un espacio sin carga eléctrica". Si, al contrario, un electrón complementario se fija en un átomo, éste se sobrecarga de manera negativa y se transforma en un ion negativo.

Los electrones y los espacios existentes en un material son móviles; nunca se ubican en una localización fija en el tiempo. En un cristal semiconductor puro, a una temperatura determinada, hay un estado de equilibrio entre los electrones libres que se desplazan de un átomo a otro y los espacios que generan. La conductividad del semiconductor no varía.

Lo ideal sería fabricar un semiconductor constituido por una aleación compuesta por una barrera virtual que separe un material rico en espacios de valencia y un material rico en electrones excedentes. Con este fin, se realiza una operación denominada **dopaje**: la aleación está constituida por el semiconductor unido a otros compuestos químicos, cuyos átomos poseen un electrón de más o de menos con respecto al semiconductor. Por lo tanto, se podrán preparar aleaciones capaces de suministrar electrones, y tendremos semiconductores de tipo N o, al contrario, capaces de recibir electrones, y serán los semiconductores de tipo P.

La estructura de un diodo electroluminiscente está constituida por un conjunto de semiconductores de tipos P y N. Este conjunto, denominado unión P-N, es el centro focal de una emisión radiante por efecto de la circulación de electrones bajo la presión de la corriente y de la resistencia natural del semiconductor. A nivel de esta unión se agrega una caja o una cámara que contiene un dispositivo óptico que permite coleccionar los rayos emitidos y concentrarlos en mayor o menor medida, según la indicación apropiada para su aplicación. Asimismo, encontraremos todas las conexiones eléctricas (ánodo y cátodo) que permiten aplicar el campo eléctrico (fig. 9-6).



Figura 9-6.

**Dopar (dopaje):** introducir en un semiconductor impurezas dosificadas en proporciones muy pequeñas, con el fin de influir en su comportamiento. [N. del T. Martín H. Edelberg].

**Principios del funcionamiento del LED**

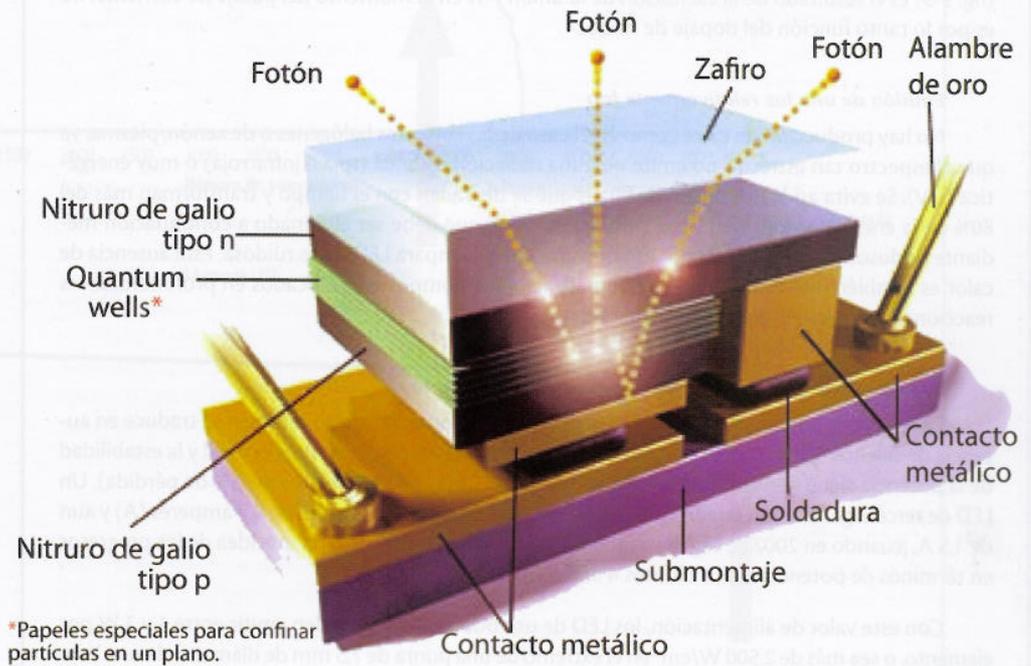
Sin corriente eléctrica en las conexiones del pequeño LED, nada ocurre, ya que los electrones no presentan la fuerza ni la movilidad suficientes para pasar la barrera presente entre el material de la zona rica en dopaje N y el material de la zona rica en dopaje P. Sin embargo, si se aplica una diferencia de potencial en las conexiones (+ en una conexión y - en la otra) del diodo electroluminiscente, se origina un campo eléctrico que aporta bastante energía a los electrones para que superen la barrera existente (llamada de potencial) y para que se movilen de la zona P a la zona N; se indica entonces que el diodo está polarizado.

Cuando los electrones de la zona P llegan a la zona N, rica en espacios de valencia, caen en estos espacios, siempre listos para acogerlos, y liberan parte de la energía que llevaban. Esa energía aparece entonces bajo la forma de una emisión radiante de fotones, esto es, bajo la forma de luz. Esta energía transportada por los fotones es la que llegará a nuestro composite y permitirá la excitación de la canforquinona, molécula activadora de la fotopolimerización.

Los LED se componen de materiales que son malos conductores, a base de silicio o germanio. Para volverse buenos conductores, ambos materiales son dopados (el dopaje es diferente entre el cátodo y el ánodo, lo que define así el sentido de la corriente: la LED actúa como una válvula que impide el retorno de la luz emitida).

Según los dopajes utilizados, obtendremos fotones de diferentes energías y, por lo tanto, colores de emisión diversos (fig. 9-7). Tendremos de hecho (y lo que sigue no es algo limitativo):

- una luz roja por dopaje con óxido de cinc, con galio o fósforo, o ambos;
- una luz naranja o amarilla, o de ambos colores, por utilización adicional de arsénico;
- una luz verde o azul, o de ambos colores; el azul corresponde a la energía capaz de excitar la canforquinona, por dopaje con galio fosforado, galio nitrogenado, etcétera.



**Figura 9-7.**

La gran ventaja del LED es que brinda el color de luz deseado exacto, según el dopaje del material. Esto significa que permite aprovechar el 100% de la energía disponible sin obligación de filtrar

radiaciones no deseadas, como los rayos calóricos en el espectro del rojo, o las radiaciones peligrosas del espectro UV. Para una lámpara LED de tercera generación, en Odontología, utilizaremos combinaciones de LED que emitan entre 390 y 490 nm, esto es, que ofrezcan la energía que se ubica en el espectro de la luz visible, más exactamente, en el rango del azul/azul morado.

**Características de una lámpara LED en funcionamiento**

*Estabilidad de la potencia de las lámparas LED para polimerizar*

A diferencia de otras fuentes luminosas que pueden perder más del 50% de su potencia después de un año de uso en un consultorio odontológico, los LED son muy poco sensibles a la acción del tiempo (fig. 9-8). Los diodos electroluminiscentes presentan un grado de confiabilidad comparable al de otros dispositivos semiconductores, como las pantallas planas de los televisores y las computadoras, pero respetando siempre las condiciones de refrigeración necesarias para su funcionamiento (en especial a nivel de la unión P-N, en particular sensible a las elevaciones térmicas). En las condiciones de uso odontológico (secuencias ultracortas de pocos segundos), los fabricantes garantizan una vida útil de entre 50 y 100 horas, o sea, el equivalente de 5 a 10 años de trabajo sin riesgos (¡un LED de aplicación industrial está preparado para 100.000 horas de funcionamiento continuo!).

*Empleo del 100% de la potencia y ausencia de radiaciones secundarias*

La emisión luminosa se encuentra siempre dentro de un espectro relativamente estrecho (algunas decenas de nanómetros con una distribución de Gauss). Para el uso odontológico, los LED que suelen seleccionar los fabricantes van de 430 a 490 nm con un pico situado alrededor de 460-470 nm, donde la canforquinona tiene el máximo de receptividad (se indica como zona de sensibilidad); esto evita la utilización de filtros, tan consumidores de energía. A título de ejemplo, para activar las cetonas, no empleamos más del 15 al 20% de la energía que produce una lámpara halógena y menos del 3% de la que genera una lámpara de plasma. Esta longitud de onda muy localizada (fig. 9-9) es el resultado de la excitación de la unión P-N en el momento del pasaje de corriente, no es por lo tanto función del dopaje de silicio.

*Emisión de una luz relativamente fría*

No hay producción de calor como en el caso de las lámparas halógenas o de xenón/plasma, ya que el espectro tan estrecho no emite ninguna radiación calórica (roja e infrarroja) o muy energética (UV). Se evita así la utilización de filtros que se degradan con el tiempo y transforman más del 80% de la energía producida por la ampolla en calor, que debe ser eliminado a continuación mediante ruidosos ventiladores. Es por eso que una buena lámpara LED no es ruidosa. Esta ausencia de calor es también interesante para la polimerización de composites colocados en profundidad; las reacciones pulpares entonces serán mejores.

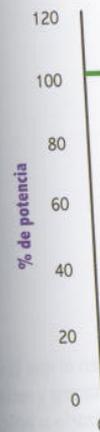
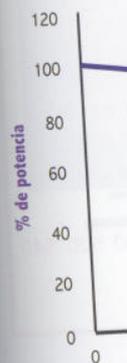
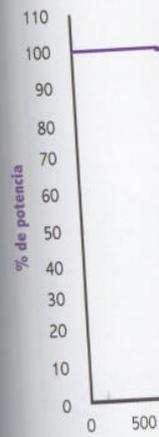
*Gran potencia, rápido alcance y muy buen rendimiento*

La respuesta luminosa al pasaje de corriente es casi inmediata; esto también se traduce en ausencia de calentamiento. Por lo tanto, el envejecimiento de los componentes es débil y la estabilidad de la potencia sigue siendo alta, más allá de las 50.000 horas de uso (menos del 5% de pérdida). Un LED de tercera generación puede ser alimentado por corrientes nominales de 0,7 amperes (A) y aun de 1,5 A, ¡cuando en 2002 se llegaba a un nivel máximo de 50 mA! Esto da una idea de los progresos en términos de potencia en los últimos 4 años.

Con este valor de alimentación, los LED de uso odontológico pueden emitir entre 1 y 3 W por elemento, o sea más de 2.500 W/cm<sup>2</sup> en el extremo de una punta de 7,5 mm de diámetro de una lámpara de fotopolimerización odontológica.

Por lo tanto, debe recordarse que una elevación de la temperatura de la LED disminuye su eficacia; será necesario prestar gran atención a su refrigeración (esto explica por qué ciertas lámparas LED poseen microventiladores).

Poten



## Potencia y longitud de onda: vida de la lámpara

(5 disparos por cavidad)

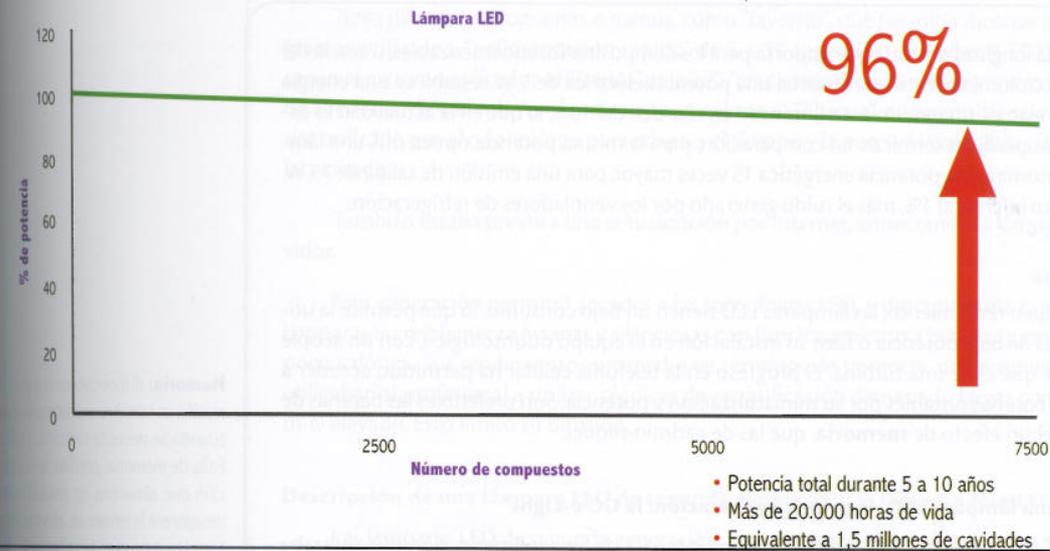
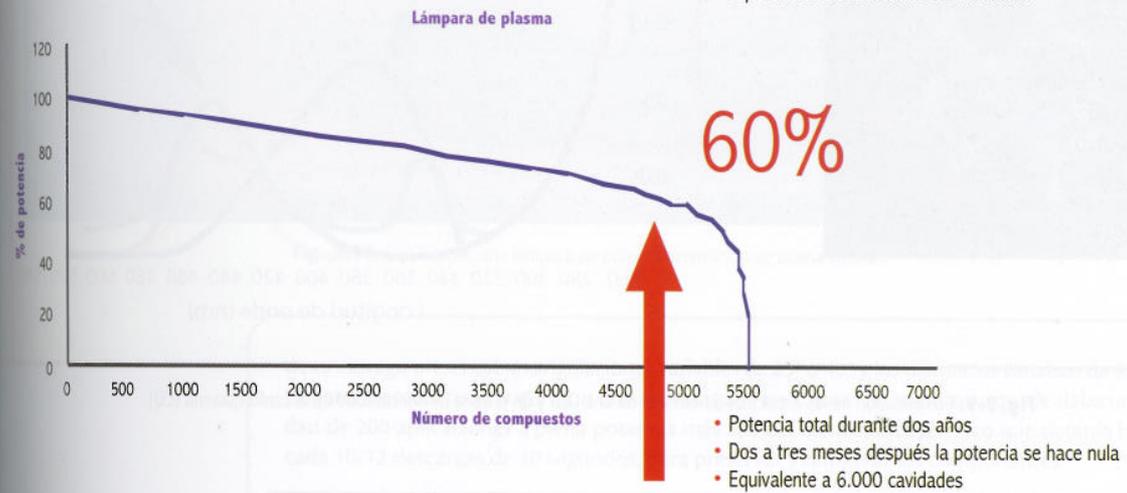
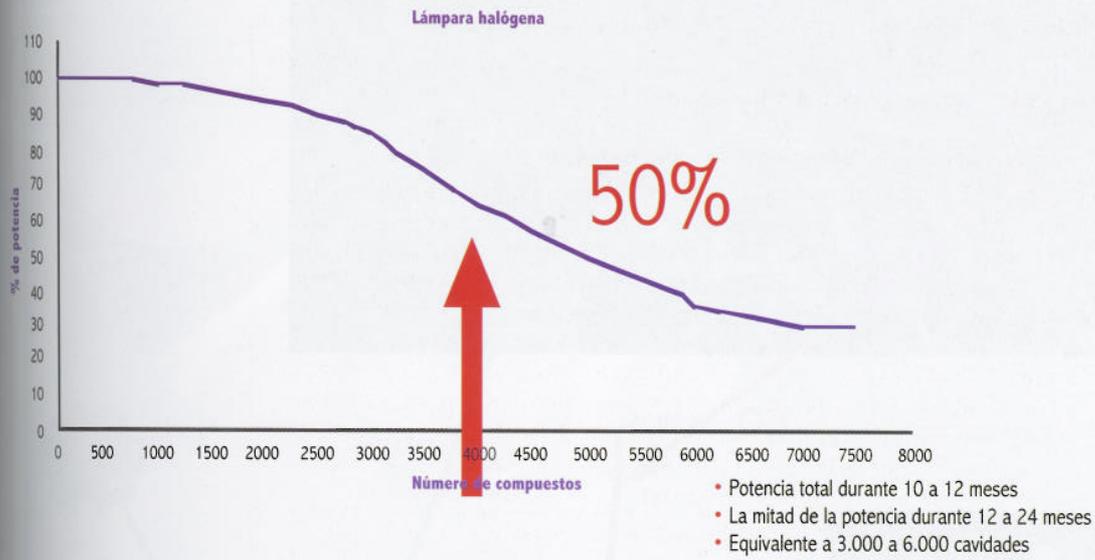


Fig. 9-8. Comparación de la estabilidad de la emisión entre las lámparas halógenas, de plasma y LED,

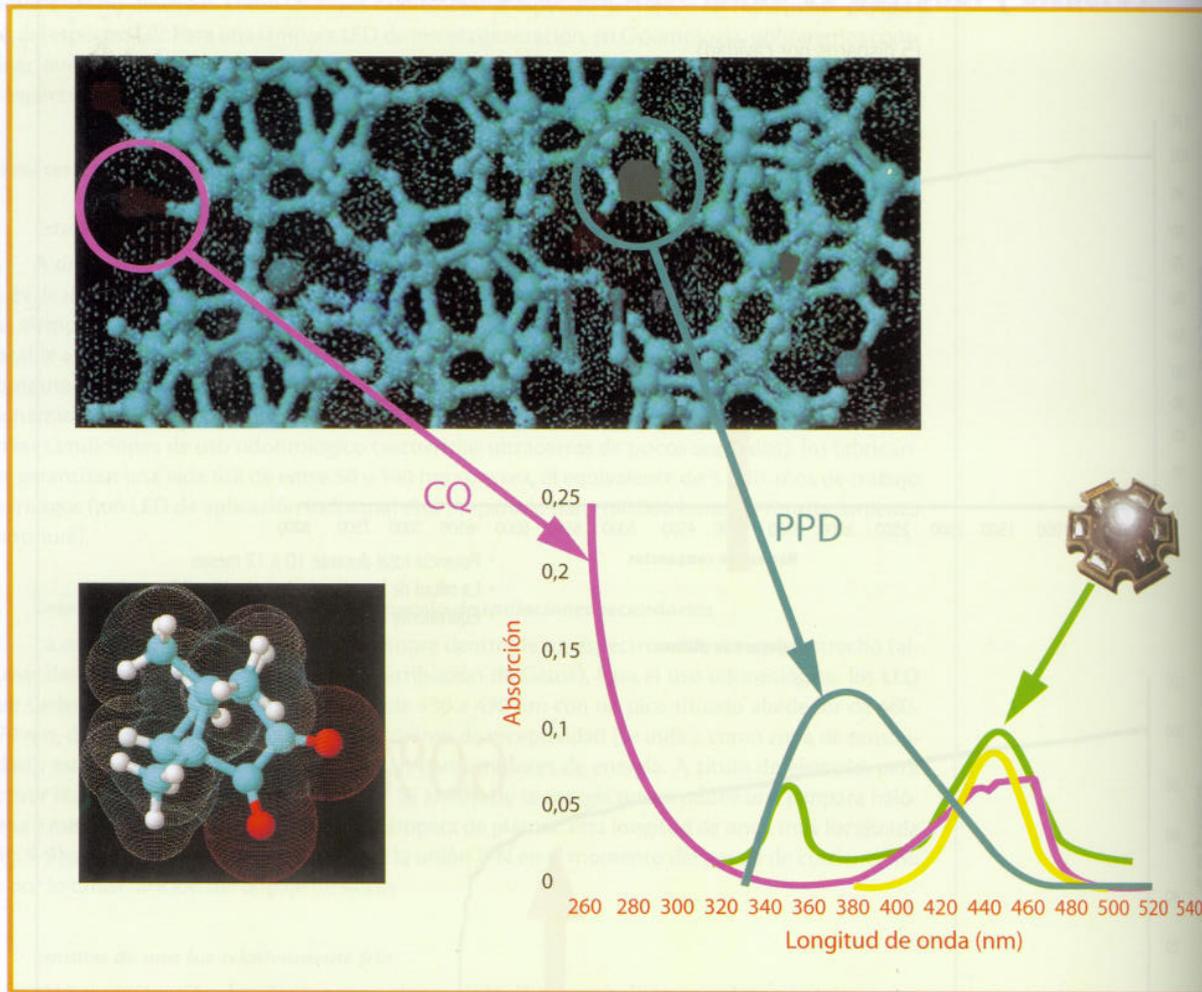


Fig. 9-9. Comparación de los espectros de emisión de una LED y de la zona de sensibilidad de la canforquinona (CQ).

Respecto de la longitud de onda que importa para los composites fotopolimerizables, o sea, la del azul, un diodo electroluminiscente que absorba una potencia eléctrica de 5 W restablece una energía óptica de 500 mw, esto es, un rendimiento luminoso en el orden del 10%, lo que en la actualidad es excepcional y evita las pérdidas térmicas. En comparación, para la misma potencia óptica útil, una lámpara halógena consumirá una potencia energética 15 veces mayor, para una emisión de salida de 75 W, con un rendimiento inferior al 1%, más el ruido generado por los ventiladores de refrigeración.

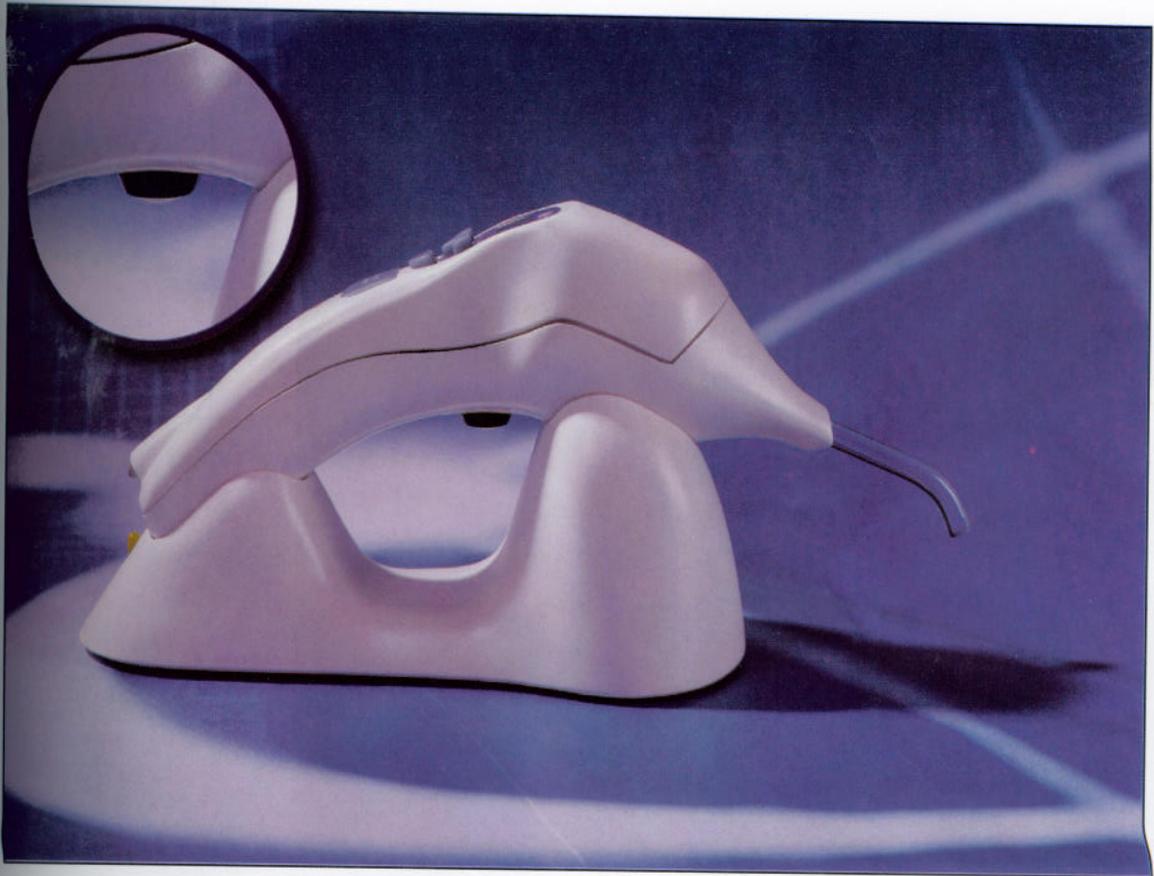
**Bajo consumo**

Por su muy buen rendimiento, las lámparas LED tienen un bajo consumo, lo que permite la utilización de baterías de baja potencia o bien su instalación en el equipo odontológico, con un acople apenas más fuerte que el de una turbina. El progreso en la telefonía celular ha permitido acceder a una diversidad de baterías notables por su miniaturización y potencia. Son preferibles las baterías de litio o las de níquel sin efecto de memoria, que las de cadmio-níquel.

**Descripción de una lámpara LED de primera generación: la GC-e-Light®**

La lámpara GC-e-Light® (fig. 9-10) de GC era una lámpara de fotopolimerización que utilizaba 64 LED con una potencia que podía variar de 250 mW/cm<sup>2</sup> a 600 mW/cm<sup>2</sup>; los extremos cambiables

**Memoria:** dispositivo en el que la información se introduce, almacena y recupera, cuando se necesita utilizarla o aplicarla. **Falla de memoria:** pérdida de la información que almacena un semiconductor si desaparece la tensión de alimentación eléctrica (en este caso se refiere a la tensión o la intensidad que brinda la batería). [N. de T. Martín H. Edelberg].



**Fig. 9-10.** La GC Light, una lámpara de primera generación de buena calidad.

de su vástago presentaban angulaciones variables de 25° o 40° y los diámetros variaban de 5,5 a 8 mm. La batería era de tecnología Litio que se recargaba en 2 horas 30 minutos y que le daba una capacidad de 200 aplicaciones a plena potencia más allá del controlador térmico que detenía la lámpara cada 10-12 descargas de 10 segundos, para preservar y refrigerar los componentes.

Tenía diferentes programas o menús, como "favorito", que permitía mostrar los últimos 15 programas utilizados, "polimerización rápida" de 6 a 12 segundos, que ofrecía 500 o 1.000 mW/cm<sup>2</sup>, según el extremo aplicador utilizado, "pulsátil", "tradicional", de 20 a 40 segundos bajo una potencia de alrededor de 400 mW/cm<sup>2</sup>, y el muy original menú "librería", que permitía seleccionar el composite utilizado por el odontólogo para adaptar el tiempo y la potencia específica para ese material seleccionado.

También estaba prevista una actualización por Internet, conectando la lámpara a la red del servidor.

Esta generación permitió acceder a las tecnologías LED, y descubrir una nueva generación de lámparas increíblemente livianas y silenciosas con funcionamiento a baterías y emisión de radiación poco calórica. Sus rendimientos promedio en términos de potencia, no compensados por el calor, obligaban al profesional a utilizar técnicas de estratificación demasiado largas con un costo todavía muy elevado. Esto limitó su difusión.

#### **Descripción de una lámpara LED de segunda generación: la lámpara MiniLED®**

Las lámparas LED de segunda generación, como la MiniLED® de Satelec (fig. 9-11), aparecieron a principios de 2003 en el mercado, y forman parte de las mayores ventas de lámparas en la actuali-

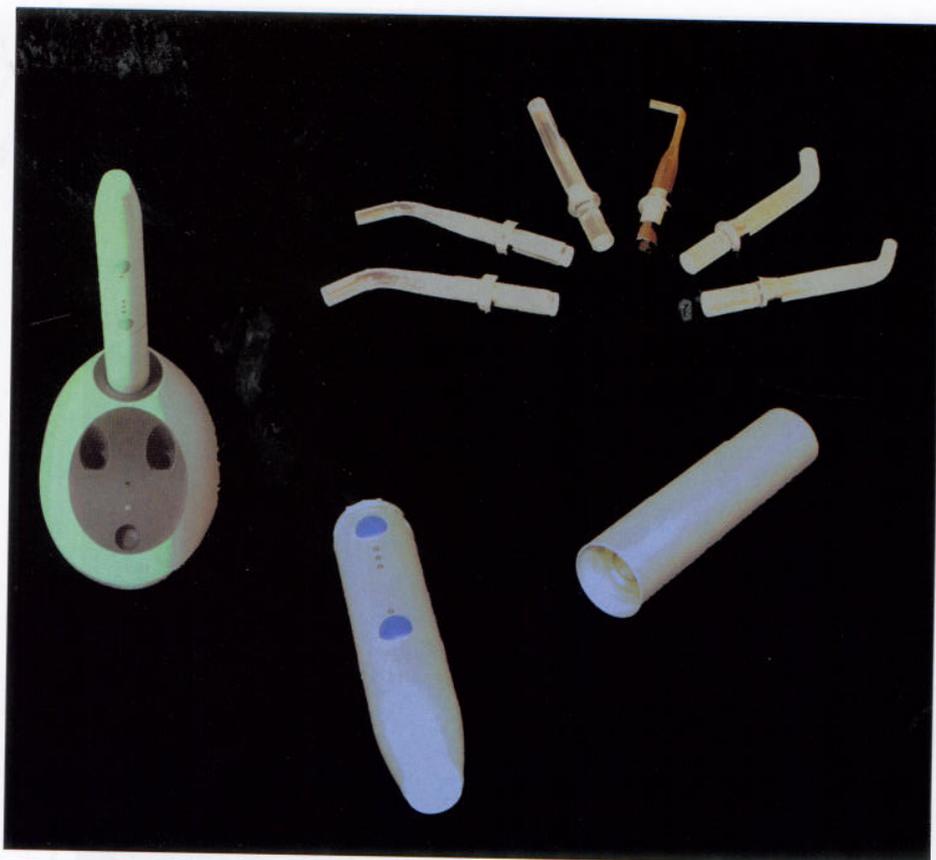


Fig. 9-11. Una de las mejores lámparas de última generación (la más vendida en el mundo): la MiniLED de Acteon.

dad. Compiten con las lámparas halógenas y a menudo las sobrepasan, y brindan una energía luminosa elevada (hasta  $1.600 \text{ mW/cm}^2$ ); la habilidad cada vez más desarrollada para el aislamiento de los componentes electrónicos, asociada con un mayor conocimiento de los efectos térmicos de la emisión de los semiconductores, permitió que los fabricantes pudieran aumentar al doble la potencia de esos componentes. Los tiempos de irradiación entonces pueden disminuirse respetando en forma estricta los principios de la Odontología restauradora adhesiva y los de sus técnicas incrementales.

La tecnología LED de segunda generación es confiable como lo fueron las lámparas de primera generación, no libera calor, a menudo es silenciosa (ausencia de ventilador) y la mayor parte emplea baterías de litio. Son lámparas fáciles de utilizar, potentes y menos costosas que las de primera generación (fig. 9-12).

Un buen ejemplo es la Mini Light® de SEDR. Las características de esta lámpara LED son:

- Una potencia elevada, entre 350 y 500 mW (o sea, una densidad de potencia que va de  $900$  a  $1.250 \text{ mW/cm}^2$ , para una guía de luz de 7,5 mm).
- Un espectro centralizado a 460 nm con el fin de polimerizar los composites a 430 y a 470 nm.
- Un diseño muy simple con sólo 3 menús:

Menú de polimerización rápida (10 segundos a plena potencia).

Menú de polimerización progresiva (10 segundos de 0 a 100% y 10 segundos a plena potencia).

Menú pulsátil (10 veces 1 segundo).



Fig. 9-12. Una lámpara, además de la trastes de alimentación como, por ejemplo, en (en la figura, la MiniLED).

- Una mínima elevación térmica que permite su empleo continuado en forma prolongada (hasta 250 aplicaciones de 10 segundos); esta lámpara es silenciosa (no posee ventilador).
- Una batería con gran capacidad (320 aplicaciones de 10 segundos) y sin "efecto memoria" (el litio recarga en 2 horas).

Esta lámpara es pequeña (26 cm × 2,5 cm incluyendo la guía óptica) y liviana (185 g).

Esta segunda generación ha permitido imponer la tecnología LED a la Odontología, y facilitó al odontólogo la manipulación a bajo costo de una lámpara silenciosa, pequeña y liviana, que funciona con baterías con autonomía cercana a una semana de trabajo. Su buen rendimiento en términos de potencia no debe hacer olvidar que su espectro está centrado en la reacción a 470 nm dejando de lado algunos composites, ciertamente poco utilizados, pero que a pesar de todo representan el 5% del mercado.

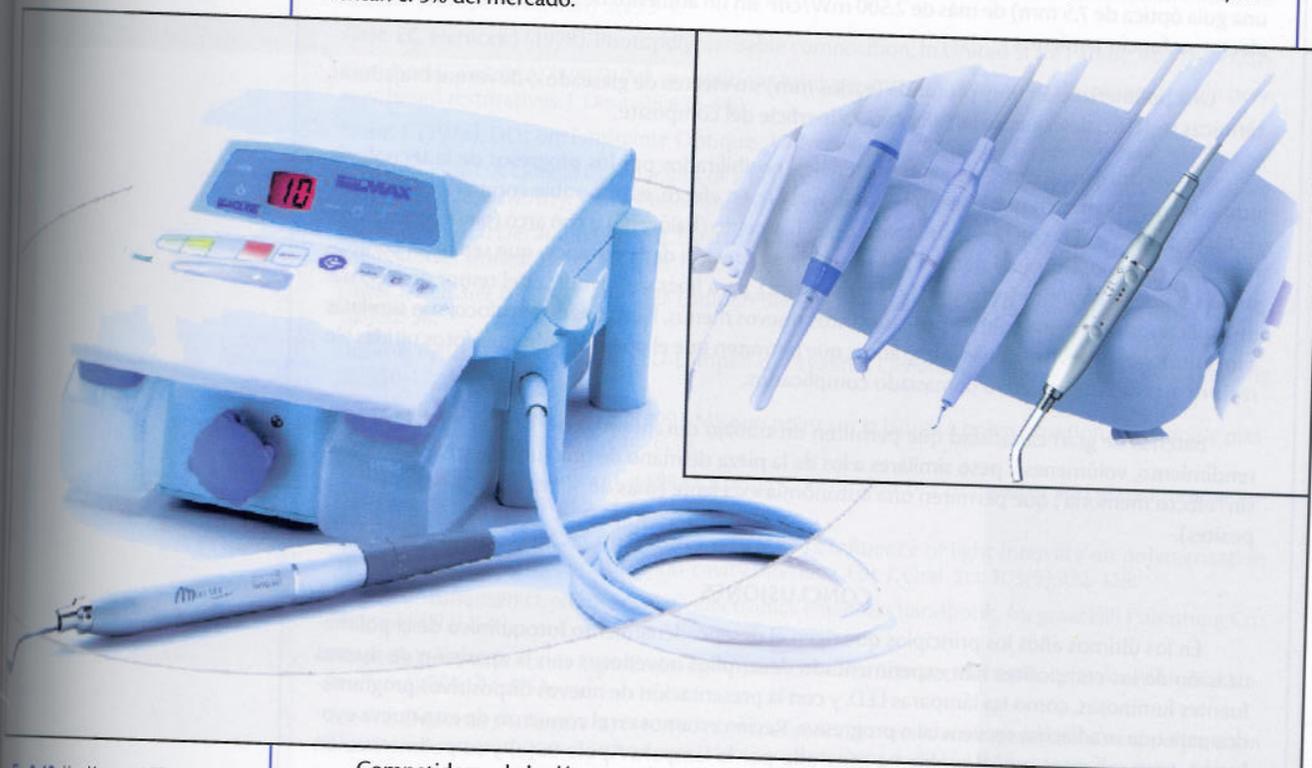


Fig. 9-12. Una lámpara LED puede tener, además de la tradicional, otras fuentes de alimentación y de ubicación como, por ejemplo, en unidades dentales (en la figura, la MiniLED de Acteon).

Competidoras de las lámparas halógenas, excepto por el precio, estas lámparas no alcanzaron las características de las lámparas de plasma/xenón. La tercera generación seguía siendo esperada con impaciencia por los puristas.

En el presente las lámparas LED ofrecen numerosas ventajas con respecto a otras fuentes luminosas y parecen estar bien adaptadas a la Odontología moderna, sobre todo desde la aparición de las lámparas LED de segunda generación.

#### EVOLUCIÓN ACTUAL DE LAS LÁMPARAS LED: LA TERCERA GENERACIÓN TAN ESPERADA

En la actualidad en el mercado hay lámparas LED de tercera generación. La evolución vertiginosa de esta fuente de luz, incorporada a bienes de alto consumo, como los sistemas de iluminación para las casas o los automóviles, presionó sobre el universo de las lámparas de fotopolimerización odontológicas, y lo llevó a un alto nivel técnico y de aceptación. Esta evolución se produjo mucho más rápido de lo que pudieron imaginar los más optimistas.

Las lámparas LED no sólo superaron en gran medida el rendimiento de las lámparas halógenas, sino que alcanzaron y superaron el de las lámparas de plasma/xenón. Una lámpara de tercera

generación puede entregar una potencia que suele variar entre 2.000, 2.500 y hasta 3.000 mW/cm<sup>2</sup> en las mismas condiciones que las lámparas de segunda generación. Para ello se cuenta con una batería eficaz, un espectro amplio y selectivo, y un costo razonable.

¿Cómo se puede considerar el futuro de las fuentes luminosas? Excepto por alguna razón económica, nada parece justificar la compra de una lámpara halógena o de una de plasma. En menos de 5 años las lámparas LED habrán barrido del mercado las antiguas tecnologías y se habrán impuesto en los consultorios odontológicos.

Si quisiéramos describir lo que es una lámpara LED de tercera generación, podemos destacar las siguientes características:

Una potencia muy alta, cercana a los 1.000-1.200 mW, o sea, una densidad de potencia (para una guía óptica de 7,5 mm) de más de 2.500 mW/cm<sup>2</sup> sin un aumento de la temperatura que pueda afectar su funcionamiento.

Una polimerización muy profunda (varios mm) sin efectos de glaseado o de resquebrajaduras térmicas superficiales, que suelen afectar la superficie del composite.

Nuevos menús, además de los tradicionales, posibilitados por los progresos de la tecnología numérica, pero también por la flexibilidad de los LED. En efecto, es imposible comparar la facilidad de manejo de una LED con la de una lámpara con filamento (halógena) o con arco (plasma). Esto permite, por ejemplo, ajustar el tiempo y la potencia en función de la distancia que separe el composite de la fuente lumínica (extremo de la guía óptica), para liberar al dentista del temor de efectuar una subexposición o una sobreexposición. Estos nuevos menús, llamados de autofocus, son similares a los autofocus de las máquinas fotográficas que permiten que el operador obtenga fotos nítidas sin recurrir a ajustes del objetivo demasiado complicados.

Baterías de gran capacidad que permiten un trabajo durante más de 10 días sin caídas en el rendimiento, volúmenes y peso similares a los de la pieza de mano de una turbina, y cargas rápidas sin "efecto memoria", que permiten una autonomía excelente (más de 50 restauraciones con composites).

### CONCLUSIONES

En los últimos años los principios que rigen el desencadenamiento fotoquímico de la polimerización de los composites han experimentado desarrollos novedosos con la aparición de nuevas fuentes luminosas, como las lámparas LED, y con la presentación de nuevos dispositivos programados para una irradiación secuencial o progresiva. Recién estamos en el comienzo de esta nueva evolución, pero sabemos que el problema generado por la lámpara Apolo 95(e) y su polimerización ultrarrápida permitió el despertar de una nueva metodología que entonces evolucionaba con gran lentitud.

Es importante que cada uno conozca el funcionamiento de estos nuevos generadores de luz con LED, ya que se estableció que la calidad de la polimerización de una matriz de composite va a influenciar el comportamiento del material; también es importante correlacionarlo con la misma reacción química.

¡El circuito está cerrado!

En el presente se sabe que estos grandes progresos tecnológicos no sólo tendrán efectos sobre los trabajos clínicos, sino también sobre el rendimiento mecánico (resistencia al daño por desgaste, fatiga) y las propiedades principales de los composites (ópticas, biológicas). No podemos menos que regocijarnos con estos adelantos.

## BIBLIOGRAFÍA

- Abadie M, Duret F (1999). New lamp for light curable dental composites - iii. Kinetics. IADR/CED 35th Annual Meeting, Montpellier.
- Bassiouny MA, Grant AA (1978). A visible light cured composite restorative material. *Br. Dent. J.* 145:327-333.
- Bennet A, Watts D (2003). Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dental Material* (en prensa).
- Bowen R, Menis D, Setz L, Jennings K (1985). Theory of polymer composites. In: *Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials*. G Vanherle and DC Smith editors: Peter Szulc Publishing Co, pp. 95-105.
- Burdsell DC, Bannon PJ, Webb PB (1976). Harmful effects of near ultraviolet radiation used of polymerisation of a sealant and a composite resin. *J. Am. Dent. Asso.c* 92:775-781.
- Christensen RP, Palmer T (1999). Curing Light in 1999, Hight intensity and Multifonction C.R.A. *Newsletter (european version)* 3(2):3-4.
- Dart EC, Nemcek J (1978). Photopolymerisable composition. In *United State Patent: 4.071.424 USA*.
- Davidson C, Feilzer AJ (1997). Polymerisation shrinkage and polymerisation shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J. Dent.* 25:435-440.
- Duret F (1974). *DDs on: Empreinte Optique*, University Claude Bernard. Lyon :pp.360.
- Duret F (1998). A clinical Comparison of a plasma-based curing source and conventional halogens lamps in visual dentistry. *Pract. Periodont. Aest. Dent. Sup* :2-13.
- Duret F, Noui H, Decaudin J (2000). Electro-optical device for the photo-polymérisation of composite material. *United States Patente 10.502.889, USA*.
- Duret F, Pelissier B (2004). Die LED-Lampen der zweiten Generation (Studie Teil 2). *Dentalzeitung* 5(3):52-58.
- Duret F, Pelissier B (2004). Die LED-Lampen der zweiten Generation (Studie Teil 1). *Dentalzeitung* 5(2):10-17.
- Duret F, Pelissier B, Crevassol B (1999). Mise au point sur la lampe à polymérisation ultra rapide plasmatique. *Info. Dent.* 81(44):3548-3558.
- Feilzer A, Gee AD, Davidson C (1988). Curing Contraction of Composites and glass-ionomer cements. *J. Prosthet. Dent.:* 59
- Feilzer AJ, Dooren LH, Gee AJ, Davidson CL (1995). Influence of light intensity on polymerisation shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur. J. Oral. Sci.* 103(5):322-326.
- Fink D, Christiansen D, editors (1989). *Electronics engineers'handbook*. Mcgraw Hill Publishing Co.: Mcgraw Hill (USA).
- Kennedy J (1994). Portable Light Emitting Apparatus with a Semiconductor Emitter Array. *United States Patent.305.514, USA*.
- Lee HL, Orlowski JA, Rogers BJ (1976). A comparison ultra violet curing and self curing polymers in preventive, restorative and orthodontic dentistry. *Int. Dent. J.* 26:134-141.
- Marktech O (2001). The history of LED technology: <http://www.marktechopto.com>.
- Mills RW (1995). Blue light emitting diodes - another method of light curing? *Br. Dent. J.* 178 (5): 169.
- Nakamura S, Fasol G (1997). *The Blue laser Diode*: Springer Verlag Publishing Co.
- Oberlander H, Fiedl KH, GSchmalz, Hiller KA, Kopp A (1999). Clinical performance of polyacid-modified resin restorations using "softstart-polymerisation". *Clin. Oral. Invest.* 3:55-61.
- Pelissier B (2002). Ph.D on: Influence du mode d'irradiation lumineuse sur le degré de polymérisation des biomatériaux composites et dérivés. Montpellier. : pp.282.
- Pelissier B, Castany E, Duret F (2006). Les lampes à LED de deuxième génération:évolution de la photopolymérisation. "Le point " of *Soc. Med. Dent. Belge* 196 :12-23.
- Pelissier B, Chazel J, Castany E, Duret F (2003). Lampes à photo polymériser. *Encycl. Méd. Chir.* 22(020-A-05):1-11.
- Pelissier B, Chazel J, Castany E, Hartmann P, Duret F (2004). Apport de la polymérisation "LED" de seconde génération. *Inf. Dent.* 86(1):9-18.
- Pelissier B, Tramini P, Castany E, Duret F (2000). Restauration Cosmétique Directe Par Stratification et Polymérisation rapide Plasmatique: Approche Clinique. *Le Chirurgien Dentiste de France* 971(972):25-32.

Powell GL, Blankenau RJ, Boutousov D (2000). Investigation of Blue LED's for Polymerisation of Dental Composite. J. Dent. Res. 79 (IADR abstracts).

Ruyter I (1985). Monomer Systems and Polymerisation. In: Posterior Composite resin Dental Restorative Materials. GVDC Smith editor. Minnesota: Peter Szule Publishing Co, pp. 109-137.

Uhl A, Mills R, Vowles R, Jandt K (2002). Knoop Hardness Depth Profiles and Compressive Strength of Selected Dental Composites Polymerized with Halogen and LED Light Curing Technologies. J. Biomed. Mater. Res. (Appl Biomater) 63 :729-738.

Whitters C, Girkin JM, Carey JJ (1999). Curing of dental composites by use of InGaN light-emitting diodes. Optics Letters 24(1).