



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**EVOLUCIÓN DE LOS SISTEMAS DE
FOTOPOLIMERIZACIÓN EN LA PRÁCTICA
ODONTOLÓGICA**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

ALEJANDRA GUADALUPE TORRES ARCE

DIRECTOR: CD. ÁNGEL KAMEŦA TAKIZAWA



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

Acreditado a la Dirección General de Bibliotecas, Archivos e
INAM a través de la Oficina de Bibliotecas y Archivos del
Colegio de la Universidad de la Habana.
NOMBRE: Torres Arce
Alejandra Gpe.
FECHA: 13/04/2004.
FIRMA: [Firma]

A DIOS... GRACIAS!!!

A MI MAMA:

Ni todas las palabras del mundo podrían describirte lo mucho que te quiero y la enorme dicha que siento al contar en mi vida con una compañera de aventuras como tú, te agradezco cada uno de tus consejos, desvelos, paciencia, comprensión, enojos, que me has regalado, todo el tiempo que me has dedicado y todo el amor que de ti he recibido, los cuales me han llevado a alcanzar uno de mis grandes sueños, se que este logro lo sientes tuyo y quiero que sepas que sin tí no habría podido llegar... muchas gracias mamá.

A MI PAPÁ:

Durante nuestra vida juntos hemos atravesado momentos difíciles... y muy duros, pero todo se compensa al saber que en mi vida existe una persona que en todo momento me lleva en su corazón y en su pensamiento y que me ama incondicionalmente. No tengo palabras para agradecerte todo el apoyo e impulso que he recibido de tí... TE AMO.

A MARCO ANTONIO:

Agradezco a Dios que me haya permitido coincidir contigo en mi camino, eres el mejor hermano que pude haber tenido y un gran motivo para seguir adelante... gracias.

A ENRIQUE:

Por todo el tiempo que compartimos. Las tareas, los desvelos, los exámenes, los retardos, los regaños de los profesores, los errores, los aciertos, las púntas, las risas... Siempre recordare lo maravilloso que fue mi paso por la universidad a tu lado, en todos los sentidos... eres parte de mi vida.

AL DOCTOR KAMETA:

Por enseñarnos a ser profesionales y ser un maestro en todo momento, es un privilegio haber sido una de las tantas alumnas a las que usted regaló sus conocimientos y su experiencia.

A TODA MI FAMILIA:

Abuelos, tíos, tías, primos y primas. No tengo palabras para agradecer todo el amor que tengo de cada uno de ustedes... mil gracias.

A VÍCTOR, LAURA Y ROGELIO:

Por ser mis primeros pacientes y por la paciencia que me tuvieron.

A MI TÍA ISABEL y MI TÍA AÍDA

Por el tiempo que me dedicaron... gracias.

A LA FAMILIA GONZÁLEZ GALVÁN:

Sra. Lupita, Sr. Edmundo, Vicente, Moy, Lourdes, Aurora, Faby, gracias por todo el cariño que he recibido de ustedes... siempre los llevo en mi mente y en mi corazón.

A MIS AMIGOS:

Karina, Karla, Marisol, Norma, Wendi, Xochitl, Carlos Martínez, Carlos Rendón, Pedro, Rodolfo, Rich, no importa el tiempo que pude haber pasado con cada uno de ustedes... es un placer conocerlos y quererlos, forman parte muy importante de mi vida...lo logramos!!!

A SILVIA:

Hay personas que la distancia no puede borrar de nuestra mente y de nuestro corazón, tú eres una de ellas... gracias amiga.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN

1. ANTECEDENTES

1.1 LOS COMPOSITES	1
1.2 SISTEMAS DE ACTIVACIÓN	3
1.2.1 Resinas de activación química.....	3
1.2.2 Resinas de activación por luz.....	4
1.3 INHIBIDORES	5
1.3.1 Inhibidores en la fórmula del composite.....	5
1.3.2 Oxígeno.....	5

2.FOTOPOLIMERIZACIÓN

2.1 MECANISMO BÁSICO DE POLIMERIZACIÓN POR LUZ	7
2.2 FUNDAMENTOS DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN	8
2.2.1 Espectro de las radiaciones electromagnéticas.....	8
2.2.2 Potencia (intensidad) de la luz emergente.....	12
2.2.3 Radiómetros.....	13
2.2.4 Tiempo de fotoactivación.....	15
2.3 REQUISITOS PARA UNA ADECUADA POLIMERIZACIÓN RELACIONADOS CON LA FUENTE DE LUZ	16
2.3.1 La manera de aplicar la luz sobre el material.....	17
2.3.2 El diámetro de la salida de luz de la parte activa del aparato....	18
2.3.3 Distancia luz-material.....	19
2.4 VENTAJAS DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN	20

3. LÁMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

3.1 SISTEMA DE FOTOPOLIMERIZACIÓN POR RADIACIÓN ULTRAVIOLETA.....	22
3.2 SISTEMA DE FOTOPOLIMERIZACIÓN POR EMISIÓN DE LUZ VISIBLE.....	30
3.2.1 Generadores de tipo caja (aparatos de conducción).....	33
3.2.2 Generadores tipo pistola (aparatos directos).....	34
3.2.3 Boquilla.....	36
3.2.4 Componente electrónico.....	37
3.2.5 Sistema de ventilación.....	38
3.2.6 Bulbo o lámpara propiamente dicha.....	39
3.2.7 Filtros.....	40
3.2.8 Radiómetro incorporado al equipo.....	40
3.2.9 Pantalla de protección ocular.....	42
3.3 PROBLEMAS DE MANEJO.....	43
3.3.1 Control de la frecuencia.....	43
3.3.2 Control de las lámparas tipo pistola.....	45
3.3.3 Control de la bombilla.....	45
3.3.4 Sistema de ventilación.....	47
3.3.5 Esterilización de la fibra óptica.....	47
3.4 SISTEMA DE FOTOCURADO PAC.....	49
3.5 SISTEMA DE FOTOCURADO POR RAYO LÁSER.....	55
3.6 SISTEMA DE FOTOCURADO LED.....	59
4. PROTECCIÓN PERSONAL.....	68

5. CONCLUSIONES	71
6. BIBLIOGRAFÍA	77

INTRODUCCIÓN

La evolución y desarrollo de los materiales dentales ha logrado en los últimos años un elevado nivel, y la velocidad de los avances, producto de la investigación incesante por parte de científicos de todo el mundo, así como investigadores especializados en los diversos laboratorios vinculados a casas fabricantes, hace muy difícil que el profesional pueda ponerse al día conforme la tecnología avanza, debido al alto número de publicaciones día con día.

Actualmente, los materiales fotopolimerizables han invadido el ámbito odontológico desde el uso de selladores de foseas y fisuras para la prevención de caries, cementos fotopolimerizables para colocar restauraciones estéticas indirectas, ionómeros, compomeros para restauraciones directas que proporcionen características semejantes a los dientes naturales, hasta resinas utilizadas en ortodoncia para la cementación de brackets y tubos.

Para que estos materiales puedan ser manipulados adecuadamente se requiere que el Cirujano Dentista conozca las técnicas y aditamentos necesarios para cada situación clínica que llevara a cabo y entre los instrumentos que debe de manejar y sobre todo tener suficiente información acerca de la manera en que operan son las lámparas de fotopolimerización, que son las que nos proporcionarán el medio físico (la luz) adecuado para que la reacción de curado de estos materiales se desencadene.

Es por eso que nos dimos a la tarea de recabar información sustentada científicamente sobre las diversas lámparas y sistemas de fotopolimerización desde sus primeras etapas, como el uso de la luz

ultravioleta, hasta estos momentos, en los que se cuenta con tecnología de punta a partir de luz azul emitida por medio de diodos.

La odontología estética no esta restringida sólo para pacientes adultos, su uso se ha extendido también a los pacientes pediátricos, debido a la preocupación de los padres y del odontólogo mismo por proporcionar tratamientos que además de eficaces para la salud bucodental de los niños, sean también agradables estéticamente.

El objetivo de este documento, es presentar las propiedades, ventajas y desventajas que nos ofrecen los diferentes sistemas de fotopolimerización para composites, la forma en que debemos darles mantenimiento para prolongar las características con las que contaban los aparatos al adquirirlos, así como las diferentes precauciones que debemos tomar para proteger a nuestros pacientes y a nosotros mismos, esto con el propósito de crear conciencia en el odontólogo de cómo deben ser utilizados estos sistemas para obtener más provecho de los recursos materiales con los que contamos y así dar un mejor tratamiento a nuestros pacientes.

1.ANTECEDENTES

1.1 LOS COMPOSITES

El propósito, sobre todo en los dientes anteriores, ha sido por mucho tiempo, el crear restauraciones del mismo color y apariencia de los dientes naturales.

“Las resinas acrílicas de activación química aparecieron hacia el año de 1940, [...] llegándose a creer para aquel entonces, que se había sintetizado un maravilloso y excelente material restaurador estético para uso en operatoria que reemplazaría a los cementos de silicato cuyo uso data de 1871.”¹

Esquema cronológico de la evolución de las nuevas resinas en la odontología.²

1933	Descubrimiento del metilmetacrilato (MMA)
1942	Descubrimiento de la polimerización en frío
1949	La primera resina de MMA de polimerización en frío sale al mercado
1951	Se patenta un composite a base de MMA
1951	Hagger afirma que es posible la primera adhesión de la resina a la dentina
1955	Buonocore propone la técnica de grabado ácido para la adhesión de la resina al esmalte
1963	Bowen consigue una patente para el primer material de BisGMA, desarrollado por él mismo

¹ Guzmán Báez, Humberto José. Biomateriales odontológicos de uso clínico, Cat Editores, Colombia, 1990, pág. 179.

² Schmidseeder, Josef. Atlas de odontología estética, Masson, Barcelona España, 1999, pág. 85.

1973	Estudios clínicos muestran que los composites se abrasionan fuertemente y, por tanto, son inadecuados para las restauraciones de dientes posteriores
1973	Presentación de las resinas de sellado que polimerizan con luz UV
1977	Los composites de microrelleno llegan al mercado
1978	Introducción de los composites fotopolimerizables
1978	Fusayama describe la técnica de grabado ácido total
1980	Estudios clínicos muestran que la abrasión representa aún un gran problema para los composites en dientes posteriores
1990	La técnica de grabado total se acepta como medida de tratamiento estándar

El uso indiscriminado, la falta de cuidados en relación con el complejo dentino-pulpar y las pobres cualidades físicas inherentes a los acrílicos, para este uso, ocasionó un gran número de fallas y problemas en los pacientes a los cuales se les colocaron obturaciones en dientes anteriores e incluso en posteriores.³

El desarrollo de resinas de composite fue el comienzo de una nueva época, un composite es un material heterogéneo formado por tres componentes, que posee cualidades superiores a las de cada uno de ellos.⁴

El composite se caracteriza por su estructura, que engloba lo siguiente: una matriz de polímero, un agente de unión y partículas de relleno.

- Matriz orgánica (resina) que representa del 30 al 50% del volumen total del material.

³ Guzmán. Op. cit., pág. 179.

⁴ Roth, Françoise. Los composites, Masson, España, 1994, pág 1.

- Una fase dispersa considerada de alta resistencia mineral u órgano mineral, de granulometría y de porcentaje variables: el relleno.
- Un agente adhesivo que permite la unión resina/relleno; de la calidad de esta interfase dependerá en gran medida el buen funcionamiento del material.⁵

1.2 SISTEMAS DE ACTIVACIÓN

La activación de los composites puede darse de dos maneras, por medio de la autopolimerización (quimiopolimerizables), o bien por fotopolimerización en la cual se requiere de un dispositivo de emisión de luz.

1.2.1 Resinas de activación química

Los materiales de activación de este tipo tienen presentación en dos pastas, una de las cuales contiene el iniciador, peróxido de benzoilo, y la otra el activador, amina terciaria (N-N dimetil-*p*-toluidina). Cuando se espatulan las dos pastas, la amina reacciona con el peróxido de benzoilo y forma radicales libres e inicia la polimerización.

Los componentes químicamente activados fueron por mucho tiempo utilizados, sin embargo, sus limitaciones y desventajas, tales como el descontrol sobre el tiempo de polimerización, inestabilidad de color, porosidad, etc. demandaron el desarrollo de [...] materiales que se polimerizan a través de la exposición de sus constituyentes a una intensa fuente de irradiación óptica-electromagnética.⁶

⁵ Ib.

⁶ Chain Carvalho, Marcelo. Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores, Artes Médicas Latino-America, Brasil, 2001, pág 80.

1.2.2 Resinas de activación por luz

Las resinas fotocurables se comercializan en presentación de una sola pasta en una jeringa. Y el sistema para activar el proceso de polimerización depende de que el activador entre en contacto con una fuente de luz con características particulares.

Las resinas, los selladores y los composites, iniciaron el tiempo del fotocurado. Los ionómeros vítreos adoptaron después esa tecnología que hoy es parte de la rutina en el ejercicio odontológico.

“De forma general, la fotopolimerización permite la mejora de las propiedades físicas y mecánicas del composite, principalmente por la ausencia del mezclado.”⁷ El catalizador y el acelerador pueden coexistir, ya que son inactivos, mientras no haya aporte de energía luminosa.

El resultado del empleo de estos materiales depende en gran medida aunque no en su totalidad de la disponibilidad de un equipo que proporcione la radiación con la calidad y cantidad adecuadas para asegurar óptimas propiedades finales en el material.

⁷Roth. Op. cit., pág. 8.

1.3 INHIBIDORES

1.3.1 Inhibidores en la fórmula de los composites

En todos los composites se producen radicales libres espontáneamente durante el almacenamiento. Para inhibir la polimerización espontánea, el fabricante, agrega al monómero pequeñas partes de inhibidor. El inhibidor reacciona con los radicales libres y los neutraliza. En consecuencia sólo se inicia la formación de cadenas cuando se han agotado todas las moléculas de inhibidor.

“Los inhibidores, permiten controlar los períodos de inducción, asegurando así una mejor conservación del producto. Los inhibidores más utilizados son las quinonas.”⁸

1.3.2 Oxígeno

Otro inhibidor es el oxígeno, que se transfiere al composite desde el aire ambiental. La inhibición por oxígeno en determinadas condiciones tiene importantes ventajas. La capa de inhibición por el oxígeno posibilita que a un composite ya endurecido se le pueda colocar una nueva capa de composite fotopolimerizable y se alcance una adhesión excelente entre ambas capas.⁹

Sin embargo, cuando hemos concluido la colocación de la restauración, debido al oxígeno que se encuentra en contacto con la última capa de composite, la polimerización de la misma no se lleva a cabo

⁸ Ib. pág. 9.

⁹ Schmidseider. Op. cit., pág. 89.

completamente, este problema es fácil de solucionar colocando una delgada capa de vaselina sobre la superficie de la restauración para después volver a aplicar el haz de luz y así lograr una completa polimerización ya que la vaselina evita que el oxígeno ambiental entre en contacto con el material.

2. FOTOPOLIMERIZACIÓN

2.1 MECANISMO BÁSICO DE POLIMERIZACIÓN POR LUZ

La tecnología del fotocurado se basa en la fotoquímica, en la producción de trabajo a través de la energía radiante para desencadenar una reacción química. Para que se produzca el fotocurado es necesario que la radiación lumínica sea absorbida por el material. La absorción se produce en función de la longitud de onda de la radiación incidente y de las características de la estructura sobre la que incide.¹⁰

A los diferentes materiales que se activan por medio de luz para su polimerización como los selladores, ionómeros y composites, es posible agregarles sustancias que al absorber luz de una determinada longitud de onda, inician el proceso de curado.

El proceso ocurre a partir de la excitación de un componente alfa-diquetona (generalmente la canforoquinona), que una vez activada, reacciona con un agente reductor amina alifática para liberar radicales libres, que dan inicio a la polimerización de los grupos metacrilatos y forman una matriz polimérica de reacción cruzada.¹¹

Los fotoactivadores más utilizados son los derivados de la benzoína, la benzofenona, la acetofenona y la dicetona¹² (además de la canforoquinona antes mencionada).

¹⁰ Macchi, Ricardo Luis. Materiales dentales, Editorial Panamericana, 3ª edición, Argentina, 2000, pág.159.

¹¹ Chain. Op. Cit., pág. 80.

¹² Roth. Op. Cit., pág. 7

Lo importante de entender en este proceso físico de activación por luz, es que cada cadena polimérica formada necesita de un radical libre, que depende directamente de la cantidad de luz disponible, si no hay luz suficiente para activar el foto iniciador, el grado de conversión será deficiente, y el material presentará propiedades físicas y mecánicas pobres.¹³

De nada sirve, realizar todos los procedimientos de limpieza de la cavidad, y ejecutar la mejor técnica de condensación de resinas, si el resultado final de la restauración no será el que buscamos debido a que nuestro dispositivo para fotopolimerizar no presenta las características adecuadas para que el resultado final de nuestro tratamiento sea el más favorable para nuestro paciente.

2.2 FUNDAMENTOS DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

Para comprender mejor el mecanismo de acción de los sistemas de fotopolimerización, es necesario conocer algunas características del espectro electromagnético que interfieren directamente con la utilización de los materiales fotopolimerizables y con el éxito o posible fracaso de nuestro tratamiento.

2.2.1 Espectro de las radiaciones electromagnéticas.

“Las radiaciones electromagnéticas pueden ser identificadas por su longitud de onda. Su espectro comienza en valores inferiores al nanómetro con los

¹³ Chain. Op. cit., pág. 80.

rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro o sus múltiplos como las ondas de radio o televisión.”¹⁴

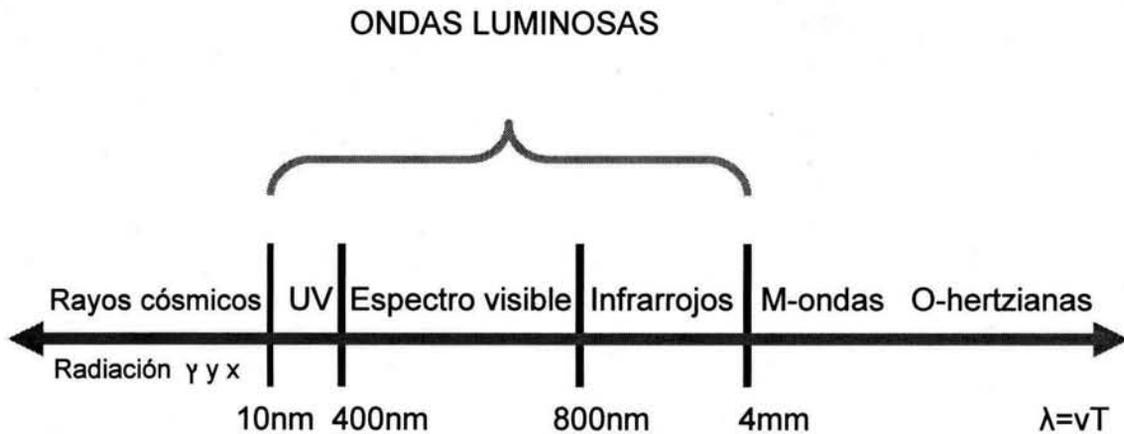


Fig. 1. Espectro de las radiaciones.¹⁵

Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada luz visible constituido por las radiaciones que el ser humano es capaz de reconocer con su sentido de la visión. Su rango está entre los 400 y 700 nm aproximadamente (0,4 y 0,7 μm) con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior. Los restantes colores se ubican entre ellas.¹⁶

¹⁴ Macchi. Op. cit., pág. 160.

¹⁵ Roth. Op. cit., pág. 8.

¹⁶ Macchi. Op. cit., pág. 160.

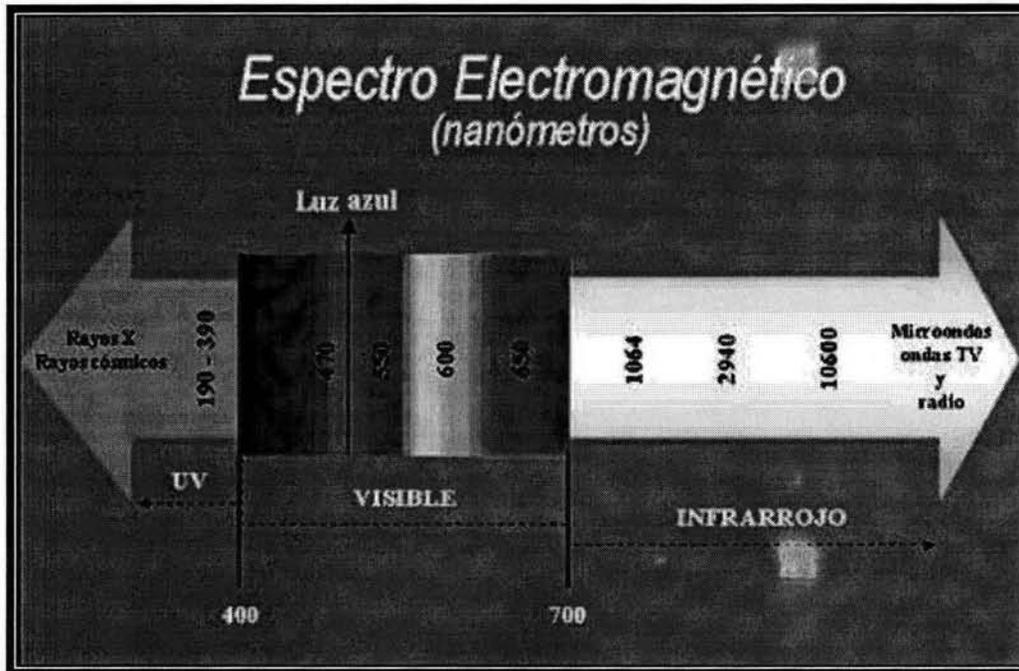


Fig. 2. El espectro de luz visible con longitudes de onda de 400 nm (violeta) a 700 nm (rojo).

En el caso de materiales en los que la reacción de polimerización debe ser activada en la cavidad bucal de un paciente, la radiación a emplear debe reunir ciertas características básicas. No debe tener una longitud de onda reducida ya que éstas son incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere. Por ejemplo, los rayos cósmicos, las radiaciones gamma, los rayos Roentgen y aun algunas radiaciones ultravioletas cortas (menos de 300 nm) son absorbidas por los tejidos y células a los que dañan de diversas formas (ver radiación ultravioleta).¹⁷

En el otro extremo, las radiaciones de muy larga longitud de onda como las ondas de radio o televisión, si bien no producen daño significativo, no resultan aptas ya que, por estar en abundancia en el ambiente actuarían continuamente sobre un material y no en el momento en que el profesional

¹⁷ Ib.

lo considere oportuno. Además, aquellas cercanas al rojo, y aun las rojas, son absorbidas significativamente por el agua y las sustancias que la contienen como los tejidos vitales. Esta absorción se traduce en una elevación de temperatura que puede no ser compatible con la salud de esos tejidos.¹⁸

Es por eso que, para la activación directa en el medio bucal, la sustancia que sea incorporada al material (selladores, resinas, ionómeros, composites, etc.), debe responder absorbiendo radiaciones con longitudes de onda de aproximadamente 450 y 500 nm que corresponden esencialmente al color azul; como es el caso de la dicetona-amina que cumple con estas características.

Los dispositivos a utilizar con esos materiales deben ser capaces, de generar una radiación de esas características y evitar su combinación con ondas más cortas o más largas que producirían los efectos indeseables mencionados.

“Las unidades para la activación intrabucal de la polimerización funcionan proveyendo una radiación que oscila en un valor medio de alrededor de 470 nm. Por ello también puede denominárselos dispositivos de luz azul.”¹⁹

Después de comprender la forma en que la longitud de onda actúa sobre los materiales fotopolimerizables, y que concierne a la calidad de luz emitida por las diferentes unidades de fotopolimerización, es elemental saber que también es muy importante en este mecanismo la cantidad de luz emitida para que el trabajo de polimerización sea completado de manera conveniente.

¹⁸ Ib.

¹⁹ Ib.

2.2.2 Potencia (intensidad) de la luz emergente

Si se reconoce que el fotocurado es la producción de trabajo por medio de la energía radiante, se pueden deducir ciertos aspectos de importancia:

Si: T (trabajo) = F (fuerza) x d (distancia), y su unidad el joule ($J = \text{Newton} \times \text{metro}$), puede sostenerse que para lograr la correcta polimerización de un material se hace necesaria una cierta cantidad de joules. Pero a su vez, ese trabajo debe ser realizado en un tiempo compatible con la situación clínica (potencia = trabajo/unidad de tiempo y su unidad $\text{watt} = J/s$) y esta potencia debe estar disponible en la superficie del material a polimerizar.²⁰

Es por eso que se requiere una unidad de fotopolimerización que produzca suficiente potencia por unidad de superficie para generar la cantidad de trabajo de polimerización suficiente para que el material alcance sus propiedades finales en un lapso de tiempo razonable en una situación clínica como lo es la odontopediatría, en donde los tiempos de trabajo deben reducirse al máximo y además tener la mayor calidad posible. Por otro lado, se ha comprobado, en el caso de los composites, que una potencia demasiado elevada (mas de 800 mW/cm^2) de luz aplicada directamente sobre el material puede provocar una brusca contracción de endurecimiento que tiende a desprenderlo de la superficie sobre la que se ha ubicado (superficie dentaria) y, además, ocasionar una polimerización sólo de la capa superficial del material en cuestión.²¹

Tomando en cuenta estas observaciones se han fabricado sistemas para fotocurado en las que la potencia lumínica es relativamente baja cuando se le pone en marcha y va aumentando durante el procedimiento. Esto

²⁰ Ib. pág. 161.

²¹ Ib.

favorece que el material vaya polimerizando gradualmente, disipando las tensiones que se generan en él y consiguiendo así un fotocurado completo de toda su masa y menor posibilidad de pérdida de adhesión a la estructura dentaria.

2.2.3 Radiómetros

Son dispositivos diseñados para evaluar la calidad de la radiación emitida por los sistemas de fotopolimerización y así tener un control y mantenimiento adecuado de los mismos (figura 3).

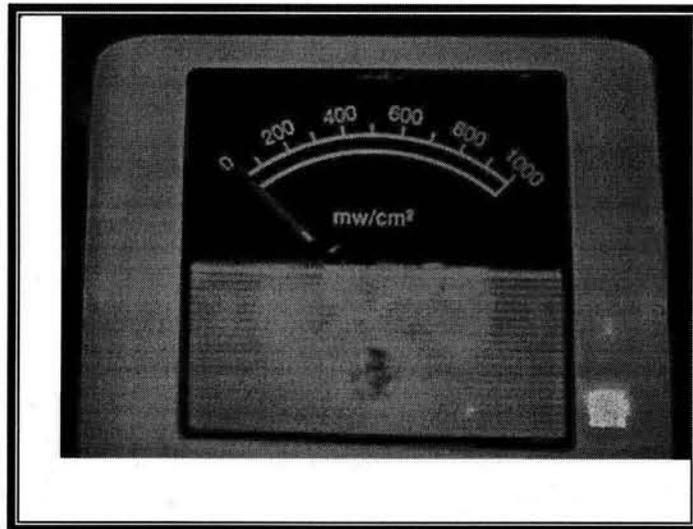


Fig. 3. Radiómetro²²

A. Radiómetro de curado

Se considera que la potencia mínima requerida para desencadenar el fotocurado de modo adecuado oscila alrededor de los 350 mW/cm². La capacidad de una unidad de polimerización determinada puede ser

²² Chain. Op. cit. pág. 82.

evaluada con dispositivos mediadores denominados radiómetros de curado. Éstos permiten hacer llegar la luz que emana de la unidad a una “ventana” y leer en el indicador la potencia que se genera por unidad de superficie (Watt/cm²).²³

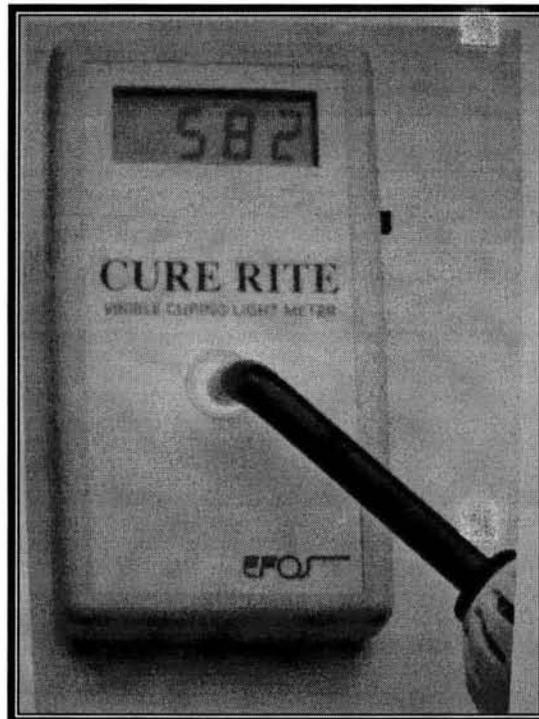


Fig. 4. Radiómetro.²⁴

B. Radiómetro térmico

Es importante que la potencia de trabajo sea alcanzada con la radiación de longitud de onda apropiada (470 nm). Si la potencia es elevada, pero en función de la ausencia de filtros que impidan que lleguen a la zona de trabajo radiaciones de mayor longitud de onda, el material podría completar

²³ Macchi. Op. cit., pág. 161.

²⁴ Goldstein, Ronald E. Odontología Estética. Principios comunicación métodos terapéuticos, Vol. 1, Editorial Ars Medica, Barcelona, España, 2002, pág. 327.

adecuadamente su polimerización aunque a expensas de generación de calor en tejidos vitales como el órgano pulpar de un diente.

Este requisito puede ser evaluado midiendo la potencia generada por eventuales radiaciones superiores a alrededor de 500 nm que lleguen a la zona de trabajo. Los radiómetros que registran la potencia generada en esas condiciones se conocen en el mercado odontológico como radiómetro térmico, [...] los registros inferiores a 50 mW/cm² en el radiómetro térmico son aceptables pues indican la ausencia de resplandor y calor. Por el contrario, los registros superiores indican la producción de energía no deseada.²⁵

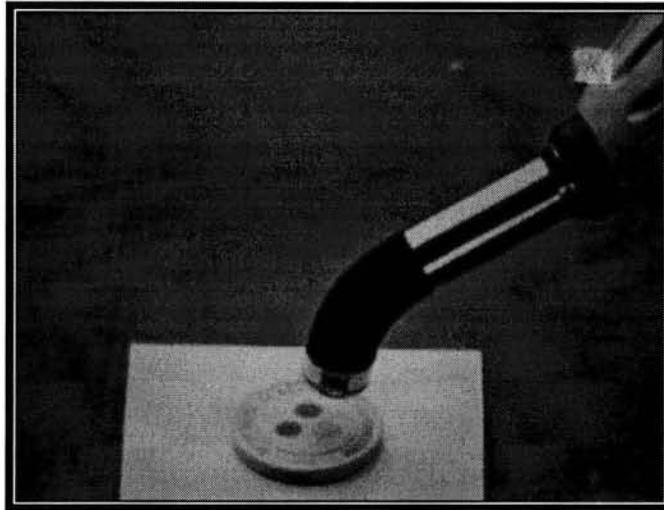


Fig. 5. Comprobación de polimerización.²⁶

2.2.4 Tiempo de fotoactivación

El tiempo de exposición a la luz surge de la fórmula de potencia (trabajo/tiempo). Si el tiempo es reducido no se genera suficiente trabajo (adecuada polimerización) aun cuando la potencia sea elevada, esto se

²⁵ Macchi. Op. cit., pág. 162.

²⁶ Schmidseeder. Op. cit., pág. 101.

traduce en que unidades con alta potencia en la salida de luz pueden producir más trabajo por unidad de tiempo y facilitar así el trabajo clínico, contrariamente, unidades de baja potencia requerirán mayor tiempo de emisión.²⁷

Es indispensable obtener la información por parte del fabricante acerca del tiempo requerido de exposición a la luz para cada material y apegarse a esas instrucciones para un mejor resultado, además hay que tomar en cuenta las variaciones de color, tipo, consistencia y estructura del material para así dar el adecuado tiempo de trabajo.

Según Schwartz y cols., "para la polimerización de una capa de composite de 2mm de grosor de color U se requieren 60 seg. En colores más oscuros la capa no debe ser más gruesa de 1mm y cada capa debe polimerizarse al menos 40 seg."²⁸

2.3 REQUISITOS PARA UNA ADECUADA POLIMERIZACIÓN RELACIONADOS CON LA FUENTE DE LUZ

Independientemente de las características del material fotocurable con el cual llevamos a cabo nuestro tratamiento, son varios los factores que tienen que ver directamente con la unidad de fotopolimerización y que intervienen para alcanzar un óptimo trabajo en la catalización del material. Como fue mencionado antes, la calidad y cantidad de los rayos emitidos por la lámpara de fotopolimerización además del tiempo que estos se apliquen a la superficie del composite, se encuentran otros factores que perjudican o benefician el producto de la restauración, como son:

²⁷ Macchi. Op. cit., pág. 162.

²⁸ Schmidseder. Op. cit., pág. 101.

Requisitos para una adecuada polimerización relacionados con la fuente de luz

1. Potencia de la luz emergente*
2. Tiempo de fotoactivación*
3. Aplicar la luz en dirección perpendicular al material a polimerizar
4. Diámetro de la salida de luz de la parte activa del aparato
5. Distancia luz-material

*El punto 1 y 2 ya fueron explicados en el apartado de fotopolimerización, en las páginas 12 y 15 respectivamente.

2.3.1 La manera de aplicar la luz sobre el material:

La forma de aplicar la luz sobre la restauración varía según cada individuo y con el diámetro de la guía de luz. Cuando el diámetro de la puntera de la lámpara es mayor o igual al diámetro que cubre el material restaurador, el mejor método es la aplicación fija de la luz durante el mínimo de tiempo determinado por el fabricante de la resina. Cuando el diámetro es menor que la superficie a ser recubierta, la aplicación en puntos, manteniéndose la luz fija en cada parte de la restauración, desempeña mejor la restauración.²⁹ Además se recomienda colocar el haz de luz perpendicular al material fotocurable con el fin de que este reciba directamente la activación, este requisito puede dificultarse en ocasiones dada la anatomía bucal y el sitio donde será colocada la restauración.

²⁹ Chain. Op. cit., pág. 81.

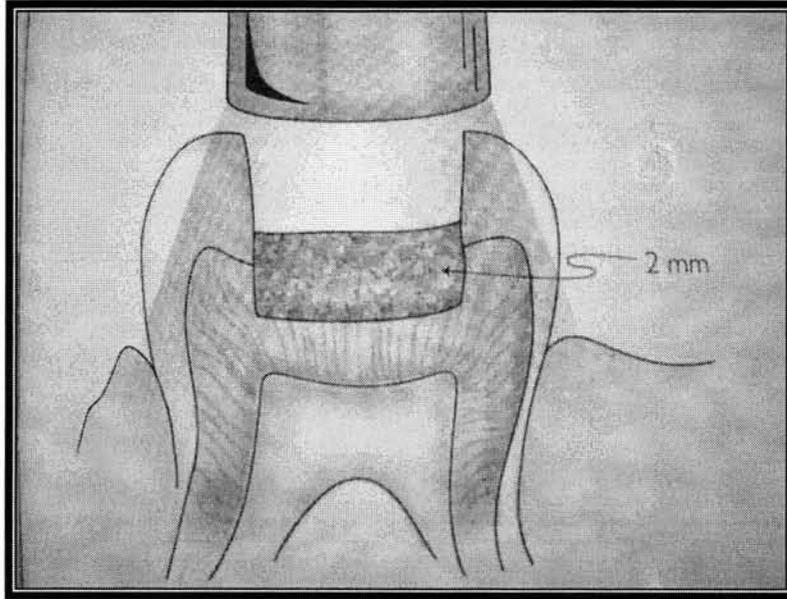


Fig. 6. Que nos indica la manera de dirigir la luz sobre el material restaurador, además una capa de resina de espesor adecuado para la fotopolimerización.³⁰

2.3.2 El diámetro de la salida de luz de la parte activa del aparato:

Los diámetros de salida más usuales miden de 7 a 8 mm, lo que provee polimerización adecuada en restauraciones de pequeño porte, sin necesidad de mover la luz o variar los puntos de aplicación. Sin embargo, en las restauraciones más amplias, las punteras de mayor diámetro resultan más eficientes y facilitan el trabajo.

Un estudio que evaluó la dureza de resinas compuestas variando el tiempo y el diámetro de las punteras ópticas concluye que sobre espécimen de 11mm de diámetro las punteras de 8mm eran 30% menos efectivas que las punteras de 13mm con 20 segundos de exposición y 54% menos efectivas cuando se aumentaba el tiempo a 60 segundos.³¹

³⁰ Barceló Santana, Federico H., Palma Calero, Jorge M. Materiales dentales, conocimientos básicos aplicados, Trillas, México D.F., Abril 2003, pág. 113.

³¹ Chain. Op. cit. pág. 81.

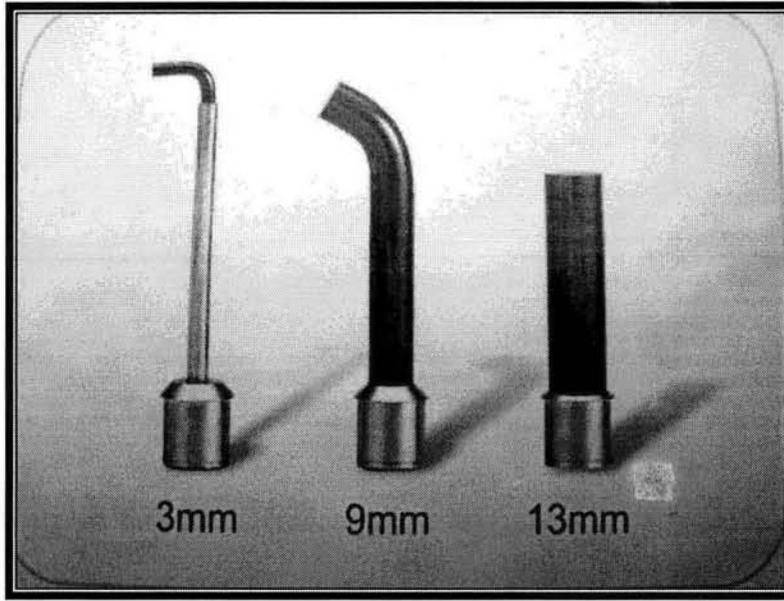


Fig.7. Puntas de diferentes diámetros para diferentes situaciones clínicas.

2.3.3 Distancia luz-material:

Debe ser mínima, evitando el contacto material-punta. La luz emergente del dispositivo debe ser aplicada lo más cerca del material como sea posible ya que al alejarse la fuente de luz, se incrementa la superficie irradiada. Como la potencia de salida es la misma, ésta disminuye por unidad de superficie si la punta es alejada y, por consiguiente, la calidad de polimerización obtenida o la profundidad de misma lograda en el material.³²

La reacción de polimerización comienza primero en la superficie más cercana a la fuente de luz, como consecuencia, los materiales fotocurables se contraen en dirección al haz de luz, lo que frecuentemente resulta en un desprendimiento de los bordes del material que están en contacto directo con la superficie dentaria y aunque este fenómeno no es posible verificarlo

³² Macchi. Op. cit., pág. 162.

a simple vista, con el tiempo trae consecuencias sobre la restauración; ésta es otra razón por la cuál debemos procurar acercar lo más posible la punta de la unidad de fotopolimerización al material restaurador.

2.4 VENTAJAS DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

La técnica de fotopolimerización, ofrece muchas ventajas sobre la polimerización químicamente activada, aunque podríamos aventurarnos a decir que su único inconveniente real es de orden económico, ya que el costo de una buena lámpara de fotopolimerización es un tanto elevado además de que la calidad del material fotocurable por ende sugiere un incremento en el precio en que el fabricante ubique sus productos. A pesar de esto, las ventajas que ofrece este procedimiento superan tal inconveniente y entre estas se encuentran:

- La presentación en una sola pasta lista para su uso la cual permite conseguir:
 - Un material homogéneo.
 - Ausencia de burbujas de aire, y por tanto, de porosidades, imposibles de evitar cuando es necesario hacer una mezcla. Las porosidades disminuyen las características mecánicas y estéticas del composite, haciéndolo más opaco y más apto a la sorción de agua.
 - Una buena proporción entre el activador y la resina de base porque viene predeterminada por el fabricante.
 - Mejores propiedades fisicoquímicas, especialmente mayor dureza y un mejor control de las variaciones dimensionales.
 - Economización del material que hay que utilizar.
 - Gama de colores más amplio.

● Control del tinte del composite que sale de la jeringa listo para su uso, aunque se deba tener en cuenta siempre una ligera variación de color después de la fotopolimerización.³³

● La fotopolimerización permite:

- El dominio del tiempo de trabajo.
- La disminución de la duración del acto operatorio.
- La reconstrucción por capas.
- La alternancia de colores.
- La combinación de materiales de densidades diferentes.
- Los retoques.
- El maquillaje.
- En general, la mejora de propiedades mecánicas y estéticas.³⁴
- Se asegura en el sistema de fotocurado, la perfecta polimerización en los márgenes delgados, cosa que no sucede en las fórmulas de polimerización química.
- Radiación inocua, pues no posee efecto ionizante sobre las células.
- La contracción de polimerización es mínima y controlada.
- La posibilidad de terminado y pulimento final en la misma sesión clínica.
- Con la luz visible emitida por las lámparas actuales es posible lograr la polimerización a través del esmalte dentario.³⁵

³³ Roth. Op. cit., pág. 10.

³⁴ Ib.

³⁵ Guzmán. Op. cit., pág. 213.

3. LÁMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

3.1 SISTEMAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN POR RADIACIÓN ULTRAVIOLETA

En 1973, fueron presentadas las primeras resinas de sellado que polimerizaban por medio de luz ultravioleta.

En este caso, la inducción de radicales libres se logra mediante la energía de luz UV con una longitud de onda de 360 nanómetros actuando como activador sobre un agente iniciador incorporado en la resina: benzoilmetil-éter.

Ante el efecto de la energía radiante UV, se divide la molécula, creando así radicales libres excitantes, que inducirán a la apertura de dobles enlaces y formación de cadenas.³⁶

El sistema de fotocurado produjo un gran impacto en la odontología, ya que su principal ventaja consiste en la facilidad de elaborar grandes reconstrucciones sin apremio de tiempo, con la posibilidad de selección y combinación de colores para lograr el efecto estético deseado, además de lograrse un grado de polimerización mayor.

“Uno de los primeros productos comerciales fue la lámpara de luz UV de polimerización **Nuva-lite** de la casa L.D. Caulk, la resina compuesta Nuva-fil y su sellador de fosetas y fisuras Nuva-seal.”³⁷

Al poco tiempo de su salida al mercado, comenzaron a salir diversas publicaciones en relación con los posibles efectos patógenos de la radiación

³⁶ Ib. pág. 210.

³⁷ Ib.

ultravioleta, producidos por la utilización de este sistema de fotopolimerización.

Dadas las características del aparato “**Nuva-Lite**”, bien como de la técnica de su empleo, así como de factores circunstanciales extraños a su uso, hubo mucha alarma, con relación a los peligros eventuales de las radiaciones ultravioletas que incidieren sobre la piel, mucosas y ojos de los profesionales, sus auxiliares y, en particular de los pacientes.³⁸

Es por eso que el consejo de Materiales Dentales de la Asociación Americana, hace una publicación acerca de la radiación UV y su aplicación en odontología. En este reporte se mencionan los diferentes tipos de emisión de rayos ultravioleta, clasificados de acuerdo con su longitud de onda.

RADIACIÓN ULTRAVIOLETA

- a) **Ondas tipo C.** Radiación UV de onda corta. Longitud de onda entre 200 y 290 nanómetros.

Clasificados como Rayos UVC. Esta es una radiación germicida ionizante, que produce muerte celular,³⁹ atacando al DNA de la célula. Componente de los rayos solares, es filtrada en gran parte por las capas atmosféricas, por el ozono y la presencia de vapor de agua. Puede causar, eritema y conjuntivitis. Es una radiación que debe evitarse.⁴⁰

³⁸ Mondelli, José. Dentística Operatoria, Editorial Sarvier, 4ª edición, São Paulo-Brasil, 1981, pág. 233.

³⁹ Guzmán. Op. cit., pág. 210

⁴⁰ Ib. pág. 212.

- b) **Ondas tipo B.** Radiación UV de onda media. Longitud de onda entre 290 a 320 nanómetros.

Clasificados como Rayos UVB. Componente dentro de la radiación solar, tiene efecto ionizante y produce desprogramación celular por ionización sobre el DNA/RNA, produce quemaduras y formación de ampollas sobre la piel, arrugas, queratosis y cáncer de piel. Irrita la conjuntiva produciendo conjuntivitis, tiene efecto acumulativo y tiempo de latencia.⁴¹

- c) **Ondas tipo A.** Radiación UV de onda larga. Longitud de onda entre 320 y 400 nanómetros.

Clasificados como Rayos UVA. Esta radiación llega en gran cantidad dentro de la radiación solar. Causa el denominado bronceado de la piel, es relativamente inocua. Causa, en determinados pacientes exacerbación viral. Se contraindica el uso en pacientes albinos, pacientes medicados con drogas de efecto fototóxico.

Contraindicados en pacientes con lupus eritematoso sistémico, xerodermia pigmentosa, porfiria eritro-poiética.⁴²

La situación con respecto al uso de "Nuva-Lite" y sus posibles consecuencias fue muy polémica, mientras unas personas alertaban a los profesionales de la odontología sobre las desventajas que representaba este sistema de fotopolimerización, otros pensaban que los comentarios al respecto eran excesivos.

⁴¹ Ib.

⁴² Ib.

Un ejemplo de esto último es lo expresado por Dioracy Fonterrada:
[...] esas mismas radiaciones han sido empleadas como agente terapéutico;
por ejemplo en casos de raquitismo. Cuando hay tratamientos con ellas son
clásicas las medidas de protección de los ojos y de la piel, para que se evite
que:

Por la longitud de onda de los rayos UV utilizados, proximidad entre la
fuente emisora y la piel, por el tiempo de exposición de los tejidos a los
mismos, por una eventual y particular fotosensibilidad del paciente, además
de otros factores, vengán a desencadenarse eritemas, seguidos de
quemaduras de la piel, hasta en grado extremo, arrugas y, como
coadyuvante, influencia en carcinogénesis. Por eso mismo normas de
protección fueron ya desarrolladas, relativas a radiaciones UV, como las de
el National Instituto for Occupational Safety and Health, de los United States
of America.⁴³

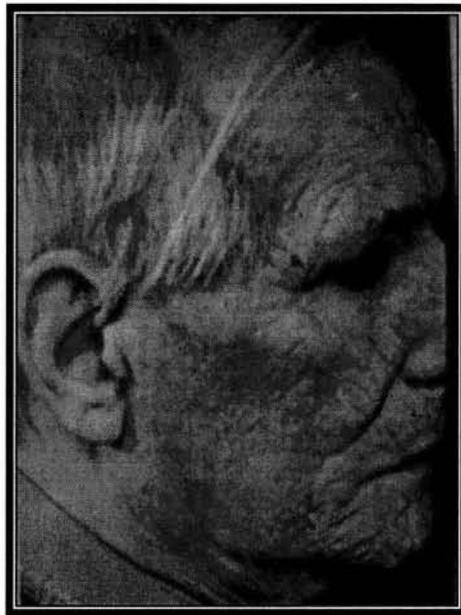


Fig. 8. Fotosensibilización.⁴⁴

⁴³ Dioracy Fonterrada en Mondelli. Op. cit. pág. 233.

⁴⁴ Levene, G.M., Calnan. C.D., Atlas de Dermatología, Editorial Científico-Médica, Barcelona, España, 1981, pág. 53.

"[...] ningún profesional de la salud podría haber dejado de tomar tales cuidados, por su formación y conocimientos; así como desaprobado muchas exageraciones, excesos y aplicaciones injustificadas del aparato y del sistema en el cual es empleado".⁴⁵

"El aparato citado [...] puede continuar siendo empleado, en aquellos casos en que se muestren eficientes"⁴⁶

A pesar de las diversas opiniones sobre el uso de este dispositivo, es importante advertir al personal odontológico sobre algunos aspectos al respecto:

- I) La lámpara "Nuva-Lite" en condiciones normales debe emitir rayos UV con longitud de onda larga, cerca de 320-400 nanómetros; para eso cuenta ella con un dispositivo capaz de filtrar y bloquear los rayos UV de pequeña longitud de onda; en caso de que tal dispositivo se disloque, [...] será necesaria su reparación; esto exige que la lámpara sea cuidada y en tales casos que el fabricante proporcione asistencia técnica a los que usan el aparato.⁴⁷

- II) Los propietarios de lámparas "Nuva-Lite" adquiridas antes del 30 de junio de 1975, deben entrar en contacto con el fabricante o distribuidores de la misma, con el fin de solicitar de ellos que sea corregido e impedido el escape de radiaciones innecesarias, modificaciones esas ya aprobadas por el U.S. Food and Drug administration. Tales modificaciones no impedirán las consecuencias del uso inadecuado del

⁴⁵ Dioracy Fonterrada en Mondelli. Op. cit., pág. 234.

⁴⁶ Ib.

⁴⁷ Mondelli. Op. cit. pág. 234.

aparato; pero posibilitan reducir tales radiaciones “innecesarias” a niveles no perjudiciales, cuando se trata del uso correcto del aparato.⁴⁸

III) La protección de paciente, dentista y su auxiliar contra radiaciones innecesarias, particularmente ojos, y tejidos circunvecinos al área de tratamiento, debe ser una preocupación constante; y la incidencia de los rayos UV debe restringirse al diente en tratamiento.⁴⁹

IV) Existen pacientes cuya sensibilidad a las radiaciones luminosas es particular y anormalmente grande; entre estos se encuentran los portadores de ciertas dolencias, como protoporfiria eritropoyética y urticaria solar. Determinados fármacos, usados en el tratamiento del vitíligo, o el dimetilclortetraciclina, podrán contribuir al apareamiento de reacciones eritematosas, cuando los pacientes que lo usan sufrieren incidencia directa y continúa de rayos UV, por 5 a 6 minutos o más.⁵⁰ Esos pacientes deben ser alertados por su médico sobre estas reacciones, para que así puedan tomar las medidas necesarias y no exponerse a tales radiaciones.

Levene señala que:

[...] en cara, dorso de mano y otras áreas expuestas a la luz UVA, se presenta fotosensibilización. También puede presentarse después de la ingestión de medicamentos como derivados de la fenotiazina, tetraciclina, sulfonamidas y agentes hipoglucemiantes orales del tipo sulfonilurea, o por la aplicación de sustancias fotosensibilizantes.⁵¹

⁴⁸ Ib.

⁴⁹ Ib.

⁵⁰ Ib.

⁵¹ Levene. Op. cit., pág. 35.

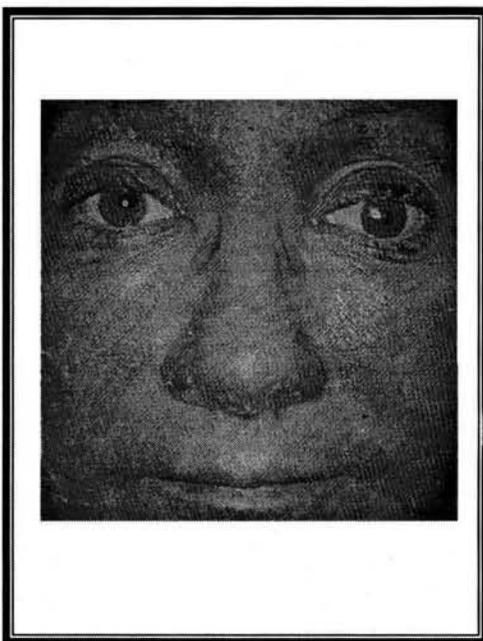


Fig. 9. Reacción fototóxica por doxiciclina.⁵²

Además de las desventajas ya expuestas sobre la integridad física de quienes ocuparan este dispositivo, se presentan otras relacionadas con la calidad de las radiaciones y el tiempo de trabajo que se requería para un buen resultado en el tratamiento:

- 1) Profundidad de polimerización insuficiente, de 1,5mm por término medio, fenómeno que se veía agravado por la imposibilidad de actuar a través de la pared de esmalte.
- 2) Pérdida de tiempo producida por el precalentamiento necesario del dispositivo por 6 minutos.
- 3) Pérdida rápida de eficacia de la bombilla generadora de rayos UV.⁵³

⁵² Ferrándiz, Carlos. Dermatología Clínica, Editorial Mosby, Madrid, España, 1996, pág. 129.

⁵³ Roth. Op. cit. pág. 11.

La publicación de Birdsell et al., en 1977 confirma los hallazgos sobre las consecuencias en la salud por el uso de este sistema fotopolimerizante, y es así como cae en desuso y es retirado este dispositivo del mercado.

Finalmente es el profesional de la salud quien debe de hacer sus propias conclusiones y formarse un criterio personal ha cerca de los beneficios y perjuicios de este medio de tratamiento y cual de estos pesa más en su ética profesional y personal.

3.2 SISTEMAS DE POLIMERIZACIÓN POR EMISIÓN DE LUZ VISIBLE

El sistema de fotopolimerización con luz ultravioleta ha sido sustituido en forma efectiva y segura, con la aparición de unidades de fotocurado de emisión de luz del espectro visible, sin componente ultravioleta.

Son lámparas en las que la luz es emitida por un filamento de wolframio puesto en incandescencia por el paso de la corriente. En el interior de la ampolla de vidrio existe una atmósfera gaseosa de halógeno cuya función es evitar que el filamento incandescente se quemé.

Barceló lo describe de la siguiente manera:

“Se genera la luz por medio de un foco de halógeno, se la hace pasar por un filtro azul, para trasmitirla por medio de una punta [...] que la guiará a la zona donde está el material que se va a polimerizar.”⁵⁴

Estos aparatos generan una luz blanca intensa que deberá ser filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permitirá obtener una luz azul que incluirá únicamente el rango de longitud de onda eficiente para la fotoactivación de las canforoquinonas y elimine en lo posible la emisión de fotones de longitud de onda no deseada para la activación del citado fotoiniciador, que además podrían provocar sobrecalentamiento del diente durante la polimerización.

“Las unidades poseen una lámpara halógena con producción de un haz de luz, con una longitud de onda promedio de 468 nanómetros. La resina

⁵⁴ Barceló. Op. cit., pág. 122.

viene incorporada con un agente químico sensible a dicha luz⁵⁵ (el cual se activa en un rango de luz de 400-500nm).

En función de su potencia lumínica pueden subdividirse a su vez en dos tipos:

- 1) Halógenas convencionales: Densidad de potencia (potencia lumínica por unidad de superficie) de 350-700 mW/cm²
- 2) Halógenas de alta densidad de potencia: Densidad de potencia mayor de 700 a 1700 mW/cm², que se consigue mediante el uso de bombillas más potentes o puntas "turbo" que enfocan y concentran la luz en un área más pequeña que por tanto recibirá una mayor densidad lumínica.



Fig.10. Lámpara halógena convencional.

⁵⁵ Guzmán. Op. cit., pág. 212.



Fig.11. Lámpara halógena de alta intensidad.

Los elementos que conforman un aparato de fotopolimerización por luz visible intraoral son varios. Es elemental que se les conozca ya que así podremos hacer uso correcto del dispositivo y además mantenerlo en condiciones optimas.

Cada una de estas unidades de luz visible para fotocurado posee características individuales de acuerdo con el fabricante como son:

- I. Peso y tamaño (portátiles o de mesa).
- II. Inclusión de medidor de tiempo en segundos, automático (cronómetro) graduable o por emisión de sonido.
- III. Características de luz de fotocurado sola, o luces diferentes adicionales para transiluminación, detección de placa, luz blanca para selección de color, etc.
- IV. Fibra óptica flexible y larga o un tubo rígido para la conducción de la luz.
- V. Longitud de onda entre 459 y 496 nanómetros.

VI. Profundidad de penetración promedio 2.5 mm.⁵⁶

3.2.1 Generadores de tipo caja (aparatos de conducción)

Son los primeros que aparecieron en el mercado. Se colocan sobre un plano de trabajo y son relativamente molestos. La transmisión luminosa queda asegurada por un largo cordón flexible constituido por fibras ópticas de 0,01 mm de diámetro. El deslizamiento de unas fibras sobre otras puede determinar su deterioro, que además, es difícil de localizar por el manguito protector.⁵⁷

Algunas fibras conductoras pueden fracturarse durante el uso, especialmente si no se lo hace con cuidado, perdiéndose la posibilidad de conducir luz y así de disponer de la potencia para la polimerización.⁵⁸

“Los aparatos conductores suministran por lo general una menor potencia lumínica que los aparatos directos.”⁵⁹

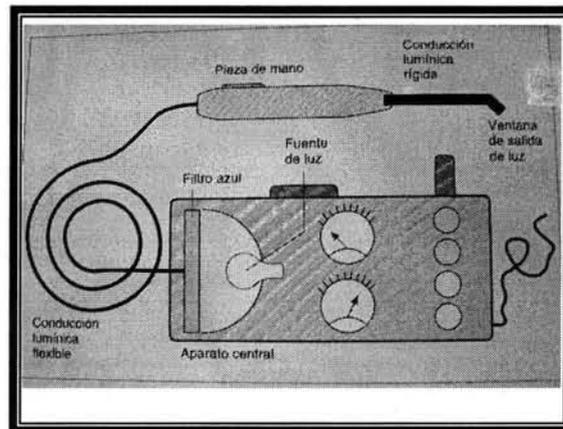


Fig.12. Esquema de lámpara tipo caja.⁶⁰

⁵⁶ Ib. pág. 213.

⁵⁷ Roth. Op. cit., pág. 11-12.

⁵⁸ Macchi. Op. cit., pág. 164.

⁵⁹ Schmidseder. Op. cit., pág. 100.

⁶⁰ Ib.

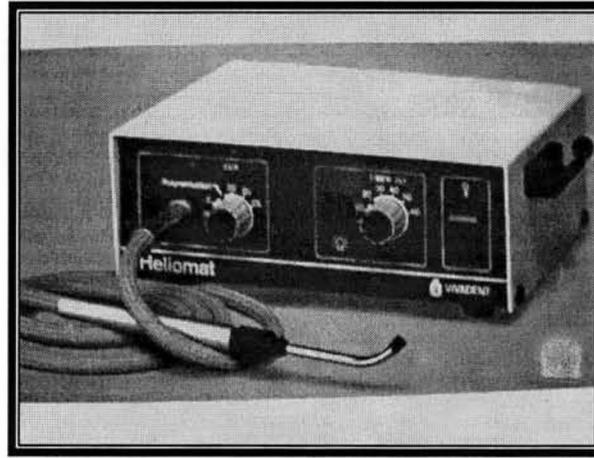


Fig. 13. Lámpara de fotocurado tipo caja.⁶¹

3.2.2 Generadores tipo pistola (aparatos directos)

La lámpara, el filtro y el ventilador se encuentran en el cuerpo de la pistola, y la luz se transmite a través de una óptica rígida de cuarzo de vidrio. [...] los demás elementos quedan incorporados en una caja cargadora, unida a la red por un cable de alimentación.⁶²

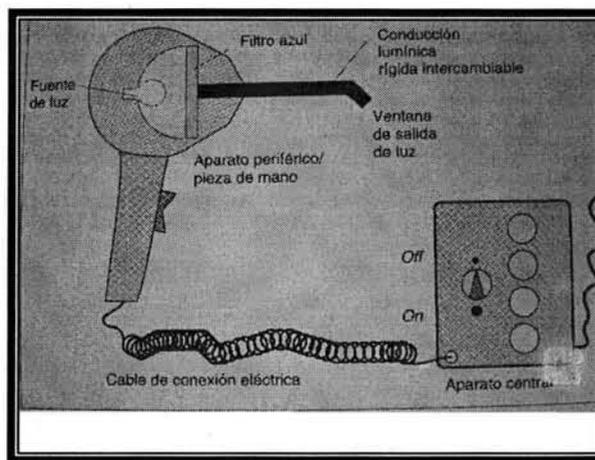


Fig. 14. Esquema de lámpara tipo pistola.⁶³

⁶¹ Cova Natera, José Luis. *Biomateriales dentales*, Editorial AMOLCA, Colombia, 2004, pág. 251.

⁶² Roth. Op. cit., pág. 12-13.

⁶³ Schmidseeder. Op. cit., pág. 100.

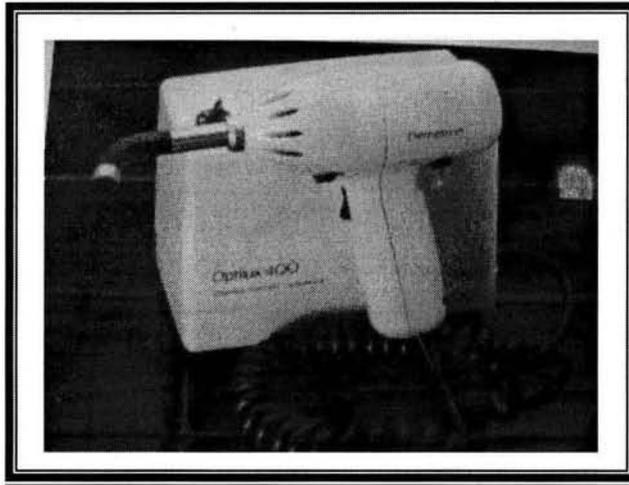


Fig. 15. Lámpara tipo pistola alámbrica.⁶⁴

La sustitución del cable por un sistema de baterías recargables proporciona una gran comodidad de manejo.



Fig. 16. Lámpara inalámbrica.⁶⁵

En general se prefiere el sistema de varilla pues mantiene mejor a lo largo del tiempo la integridad de los componentes ópticos.⁶⁶

⁶⁴ Goldstein. Op. cit., pág. 326.

⁶⁵ Ib. pág. 327.

⁶⁶ Macchi. Op. cit., pág. 164.

3.2.3 Boquilla

Resulta muy útil poseer varias boquillas, que se elegirán en función de la extensión de la restauración y de su acceso.

Es recomendable que se disponga por lo menos de tres insertos de diferentes tamaños con los que se pueda solucionar la totalidad de los casos los de 2 a 3 mm de diámetro permiten manipular carillas, incrustaciones, onlays y coronas. Los de 8 mm son los más comunes y sirven para odontología en general en el sector anterior y a nivel de los premolares. Existen unos que son curvos de 13 mm de diámetro y resultan muy útiles en carillas, selladores y grandes restauraciones del sector posterior.⁶⁷

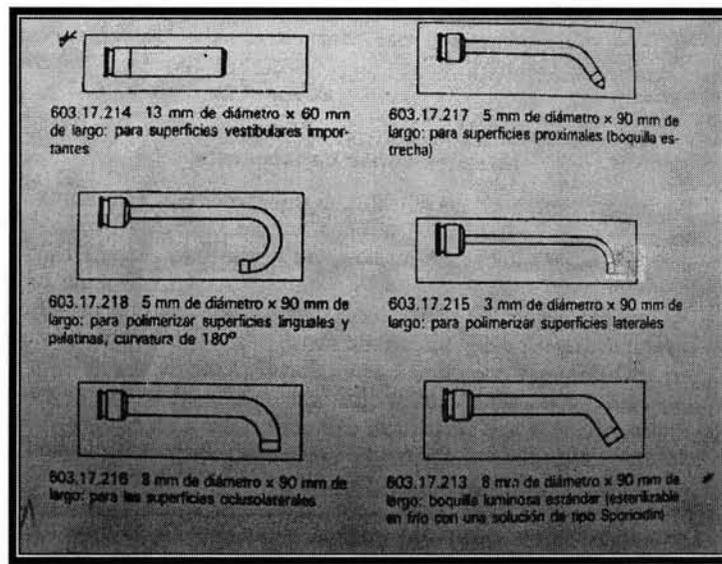


Fig. 17. Esquema de puntas lumínicas de diferentes angulaciones y diámetros.⁶⁸

⁶⁷ Barrancos Mooney, Julio. Operatoria dental, Editorial Panamericana, 3ª Edición, Buenos Aires, Argentina 2003, pág. 687.

⁶⁸ Roth. Op. cit., pág. 14.

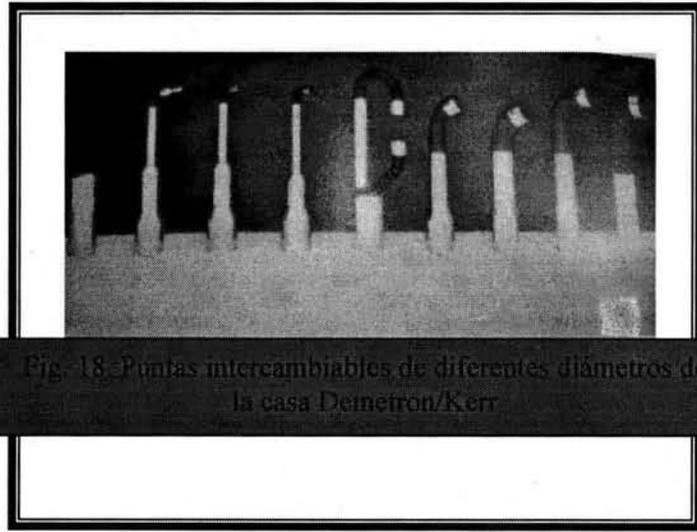


Fig. 18 Puntas intercambiables de diferentes diámetros de la casa Demetron/Kerr

69

3.2.4 Componente electrónico

Un temporizador o regulador de tiempo brinda la posibilidad de controlar el tiempo de exposición para adecuarlo a lo requerido para cada situación o material. En general se prefieren aquellos equipos que emiten una señal audible para cada periodo seleccionado.

Algunas unidades tienen tiempos programados de 10, 20, 30, 40 segundos y encendido con emisión continua. Es deseable una intensidad de salida del haz de luz alta y constante con encendido continuo.⁷⁰

⁶⁹ Goldstein. Op. cit., pág. 327.

⁷⁰ Macchi. Op. cit., pág. 163.

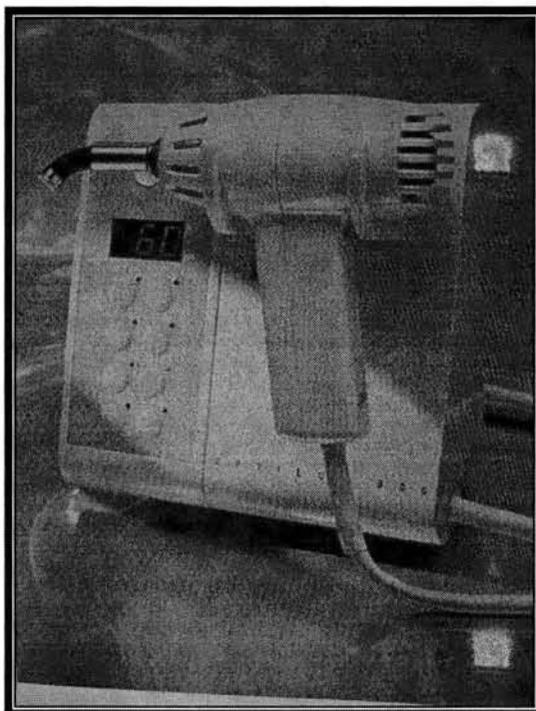


Fig. 19. Lámpara de polimerización con radiómetro digital de fotocurado embutido y temporizador.⁷¹

3.2.5 Sistema de ventilación

Un ventilador preferentemente ubicado cercano al bulbo generador de luz, es un componente necesario para evitar el sobrecalentamiento. Esto permite utilizar un bulbo de alta potencia que permite obtener la cantidad de radiación conveniente.⁷²

⁷¹ Chain. Op. cit., pág. 82.

⁷² Macchi. Op. cit., pág. 163.

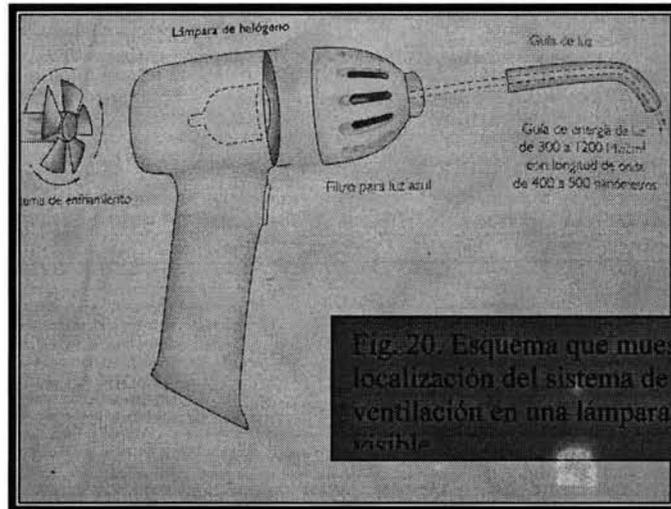


Fig. 20. Esquema que muestra la localización del sistema de ventilación en una lámpara de luz visible.

73

3.2.6 Bulbo o lámpara propiamente dicha

Consta de un bulbo halógeno y un reflector. Hay de distinta potencia de acuerdo con las características de los diferentes equipos (50,75,100,150 watts).⁷⁴

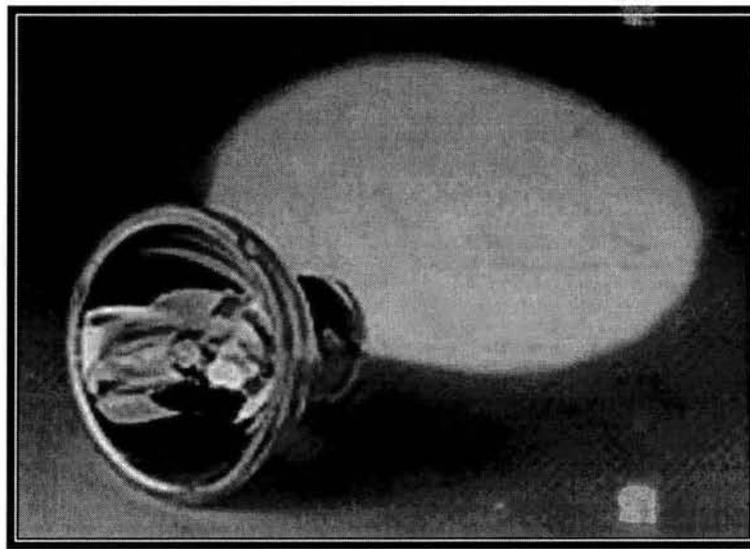


Fig. 21. Bombilla de lámpara halógena.

⁷³ Barceló. Op. cit., pág.124.

⁷⁴ Macchi. Op. cit., pág. 163.

3.2.7 Filtros

Las lámparas originalmente generan una luz blanca intensa por lo cual, ésta deberá ser filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permita obtener una luz azul.

Así lo menciona también Macchi:

“Todos los equipos deben tener filtros para el rango del color azul (absorción de todas las longitudes de onda del espectro, excepto la correspondiente a la del azul) y que absorban toda otra longitud de onda no deseada.”⁷⁵



Fig. 22. Que muestra algunos de los componentes de una lámpara halógena incluyendo el filtro.

3.2.8 Radiómetro incorporado al equipo

Es un elemento útil ya que de manera rápida y sencilla permite una evaluación continua de la potencia de salida del haz lumínico. Pueden ser:

⁷⁵ Ib.

- a) Cuantitativos, marcan el valor numérico de la potencia alcanzada.
- b) Cualitativos, indican la normalidad de la potencia del haz emitido por medio de una pequeña luz (LED) que ilumina, o bien al alcanzar cierto color de una escala cromática.⁷⁶

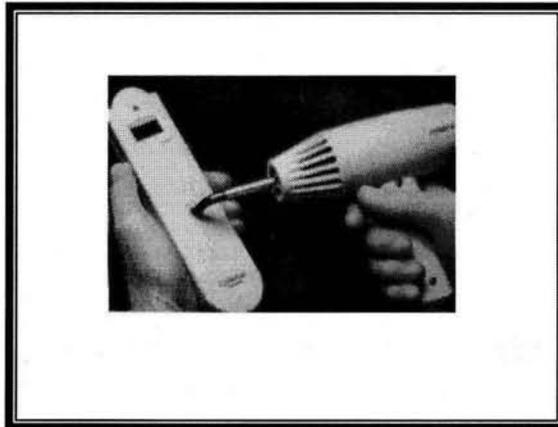


Fig. 23. Radiómetro cuantitativo.⁷⁷

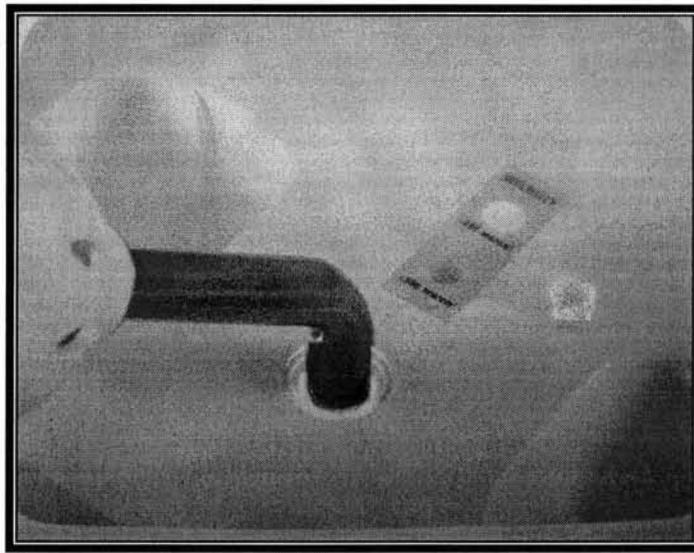


Fig. 24. Comprobación de la potencia lumínica de un equipo con radiómetro cualitativo incorporado.

⁷⁶ Ib. pág. 164.

⁷⁷ Cova. Op. cit., pág. 254.

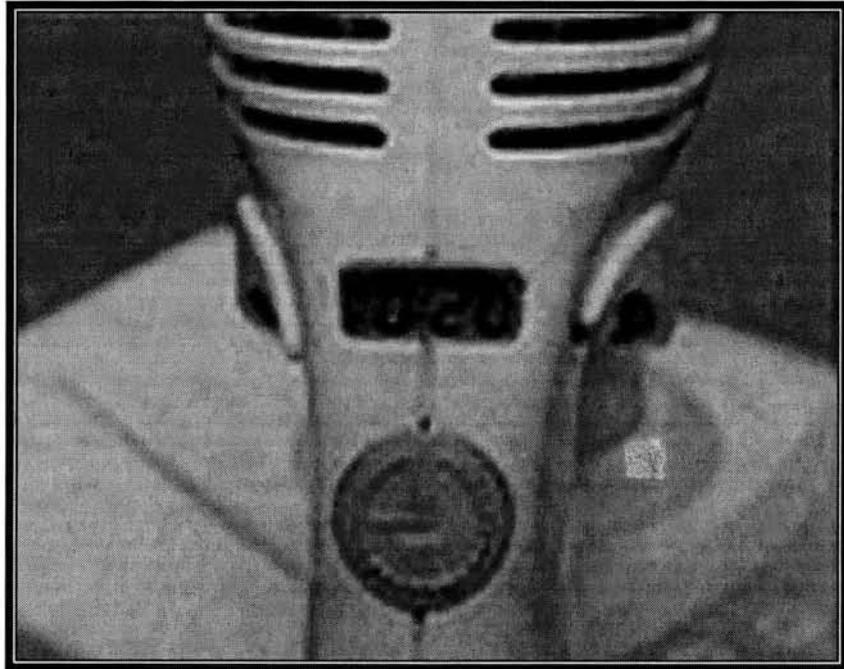


Fig. 25. Radiómetro digital integrado a la lámpara.

3.2.9 Pantalla de protección ocular

Puede venir adosada en la fibra óptica de algunos equipos. Es de color anaranjado y sirve para evitar que el operador vea la luz directamente al ubicar la luz en la restauración.

Generalmente resultan molestas y algunas son difíciles de insertar cuando se cambia la punta. Otras tienen un tamaño excesivo e interfieren en el trabajo cuando se pretende poner la punta junto a un segundo molar y además no brindan protección cuando se realiza un trabajo en las caras linguales de los dientes anteriores.⁷⁸

⁷⁸ Barrancos. Op. cit., pág. 687.

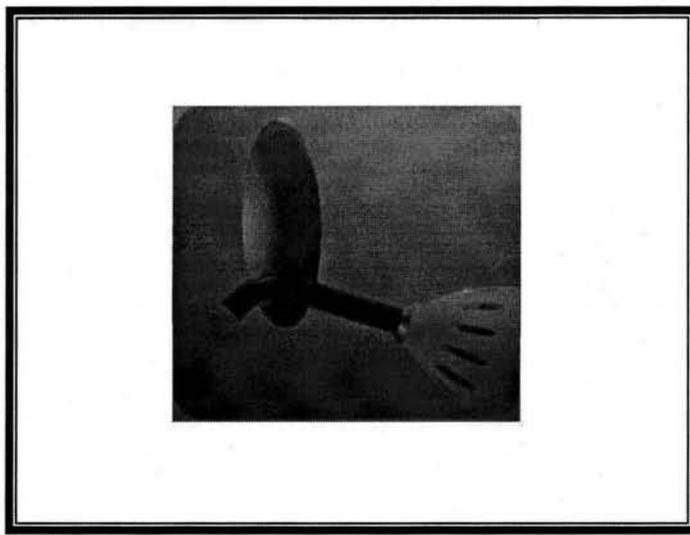


Fig. 26. Pantalla de protección adosada en la punta de la lámpara.

3.3. PROBLEMAS DE MANEJO

Si bien es cierto que este sistema de fotopolimerización representa un gran avance en el área odontológica, no podemos hacer a un lado los problemas que pudieran presentarse al manipular esta tecnología, es por eso que debemos estar preparados y capacitados para saber distinguir cuando el dispositivo tenga alguna falla.

3.3.1 Control de la frecuencia

No golpear las puntas rígidas, ni mover bruscamente las mangueras transductoras, ya que están hechas de fibras de vidrio que se pueden romper por el constante movimiento y no transmitir toda la luz, lo que disminuirá su poder de conducción.⁷⁹

⁷⁹Barceló. Op. cit., pág. 124.

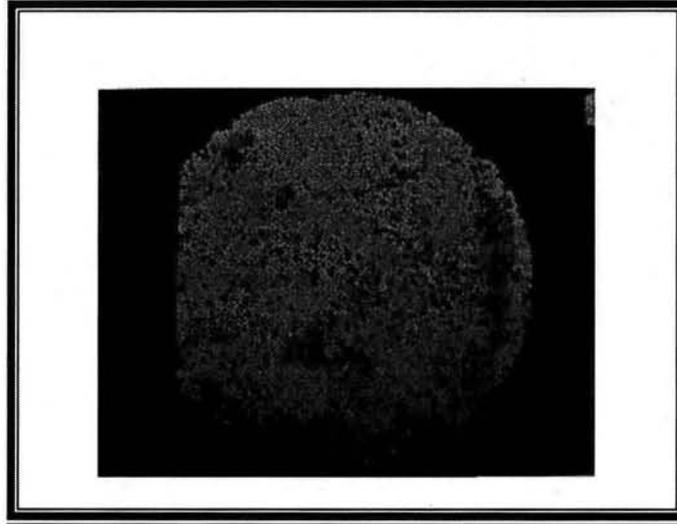


Fig. 27. Conducciones lumínicas de la fibra óptica fracturadas.⁸⁰

El monitoreo de la fibra óptica puede realizarse apoyando su parte posterior sobre un negatoscopio para observar la integridad de las celdillas en la punta. Otro método consiste en tratar de leer con claridad un texto desde la punta de la fibra, habiendo apoyado su parte posterior en él. Y debe recordarse que la punta de la fibra debe estar libre de cualquier residuo de material restaurador u otro contaminante.⁸¹

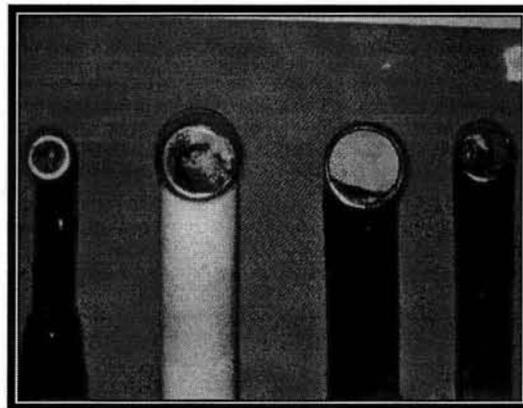


Fig. 28. Suciedad o destrucción parcial de la punta lumínica.⁸²

⁸⁰ Schmidseder. Op. cit., pág. 101.

⁸¹ Macchi. Op. cit., pág. 165.

⁸² Schmidseder. Op. cit., pág. 101.

Alteraciones en los filtros, sea por contaminación o fractura, debe tenerse muy en cuenta que son los responsables de transmitir el color azul con mínima generación de calor “para verificar que está en buenas condiciones, hay que verlo a trasluz; si está deteriorado no filtrará sólo luz azul, sino que dejará pasar otros colores, lo que reducirá su intensidad.”⁸³

Una revisión de las pruebas realizadas sobre 37 lámparas de polimerización de composite (de 12 marcas diferentes) demostró que el 43 % de las lámparas presentaban alguna alteración en la luz emitida y, por tanto, en la capacidad de polimerización. La degradación de las lámparas se debía a la fractura de las fibras ópticas del cable de transmisión de la luz o bien al deterioro de los filtros en los aparatos de tipo pistola.⁸⁴

3.3.2 Control de las lámparas tipo pistola

Retirar la boquilla y observar el filtro empotrado. Un filtro intacto presenta el aspecto de un espejo.

Las abolladuras, las fisuras y las descamaciones son indicativas de un deterioro del filtro y éste debe ser cambiado.⁸⁵

3.3.3 Control de la bombilla

Ya que tiene vida útil limitada es conveniente llevar un registro del tiempo de uso. Su superficie interna no debe tocarse con los dedos en el momento

⁸³ Barceló. Op. cit., pág. 124.

⁸⁴ Roth. Op. cit., pág. 14.

⁸⁵ Ib. pág. 15.

del cambio, ya que la grasa que dejan los dedos, al quemarse por el calor del foco, puede fundir el filamento.⁸⁶

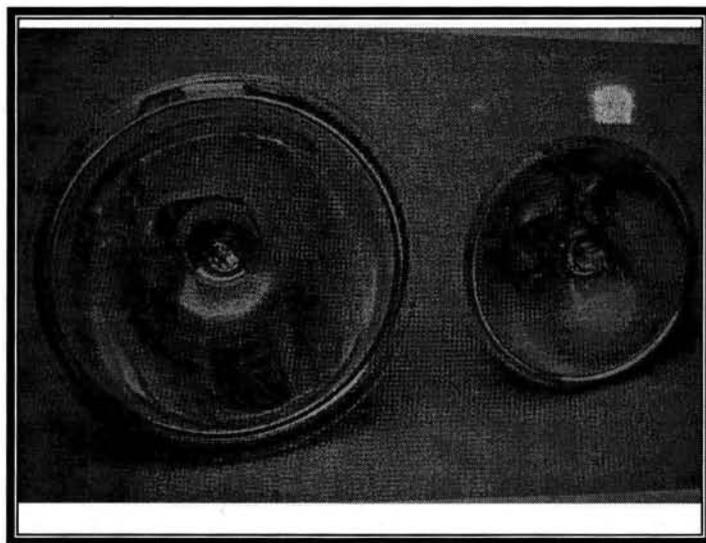


Figura. 29. Bombillas debilitadas en un 60-80 %.⁸⁷

Abrir la caja (fig. 30), verificar que la bombilla de la lámpara no tenga un aspecto blanco escarchado, o que la superficie del reflector no presente abolladuras.

Cambiar la lámpara aproximadamente al año de uso, lo que algunos autores consideran 200 horas de uso.⁸⁸

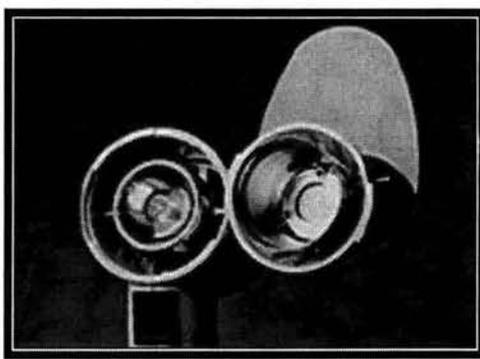


Fig. 30.

⁸⁶ Barceló. Op. cit., pág. 124.

⁸⁷ Barrancos. Op. cit., pág. 101.

⁸⁸ Roth, Op. cit., pág.15.

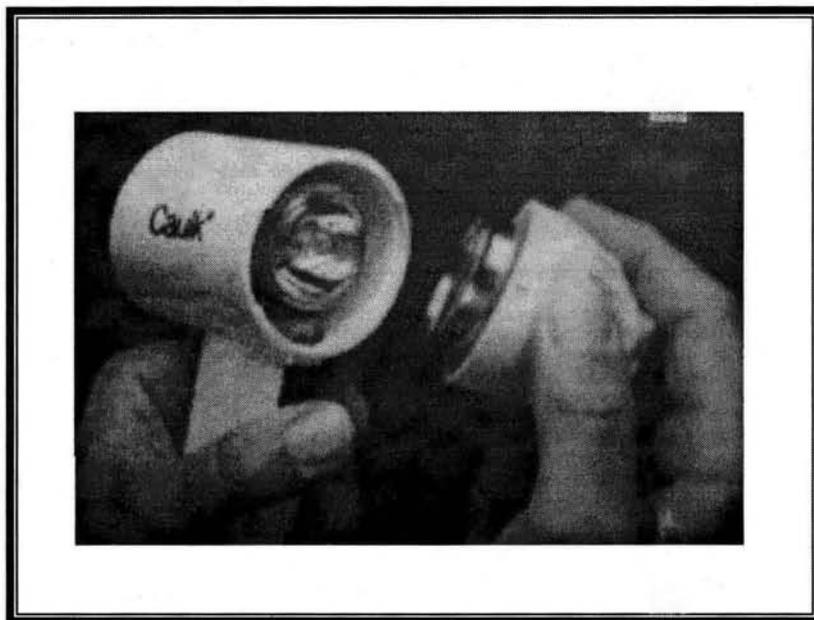


Fig. 31. Reemplazo del bulbo en una lámpara de fotopolimerización.⁸⁹

3.3.4 Sistema de ventilación

Se sugiere la limpieza periódica del ventilador (con aire presurizado y aspiración) para eliminar el polvillo y la pelusa que se deposita sobre él.⁹⁰

3.3.5 Esterilización de la fibra óptica

La esterilización de la fibra óptica puede hacerse en autoclave con agua destilada a 273°F (134°C) / 30 psi (2.1 Bar) durante 20 minutos. Para la esterilización en frío se deben observar las indicaciones del fabricante. [...] por ejemplo, las soluciones de glutaraldehído requieren de largos periodos de inmersión: 10 horas. No deben utilizarse derivados fenólicos, iodóforos o complejos iodados.⁹¹

⁸⁹ Barrancos. Op. cit., pág. 100.

⁹⁰ Macchi. Op. cit. pág. 164-165.

⁹¹ Ib. pág. 165.

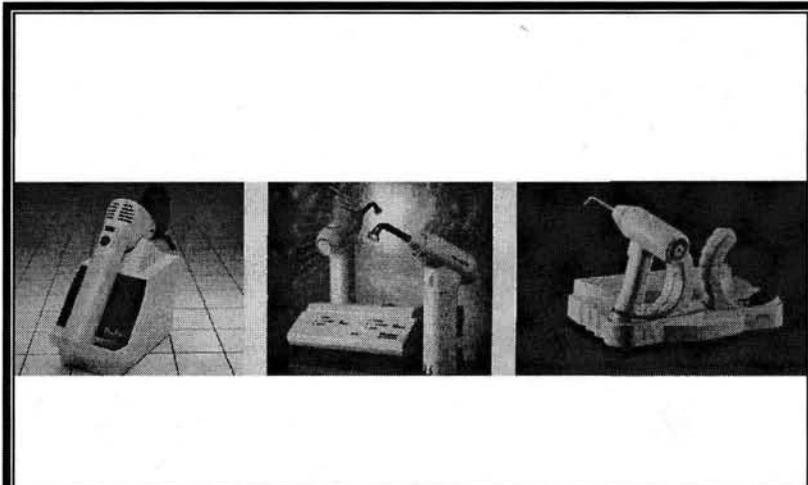


Fig. 32. Lámparas de fotocurado de pistola inalámbrica.

92

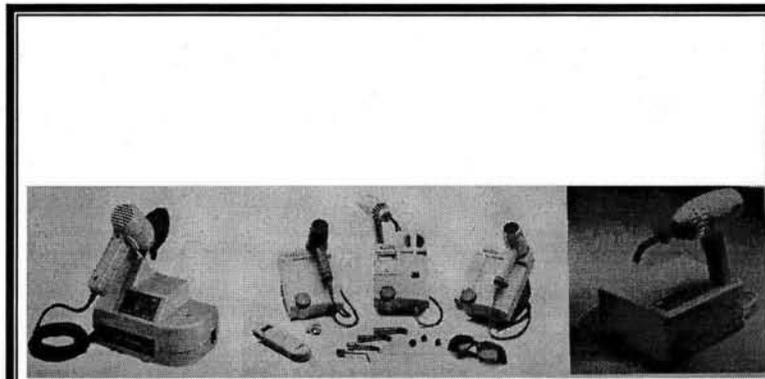


Fig. 33. Lámparas de fotocurado de pistola alámbrica.

93

⁹² Cova. Op. cit., pág. 252.

⁹³ Ib.

3.4 SISTEMA DE FOTOCURADO PAC

Su aplicación en odontología es relativamente reciente a partir de los años 1997-1998 aproximadamente. Son lámparas de “arco”, es decir, emiten la luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno separados a una determinada distancia. En el interior de la lámpara existe gas a elevada presión que evita la evaporación de los electrodos.

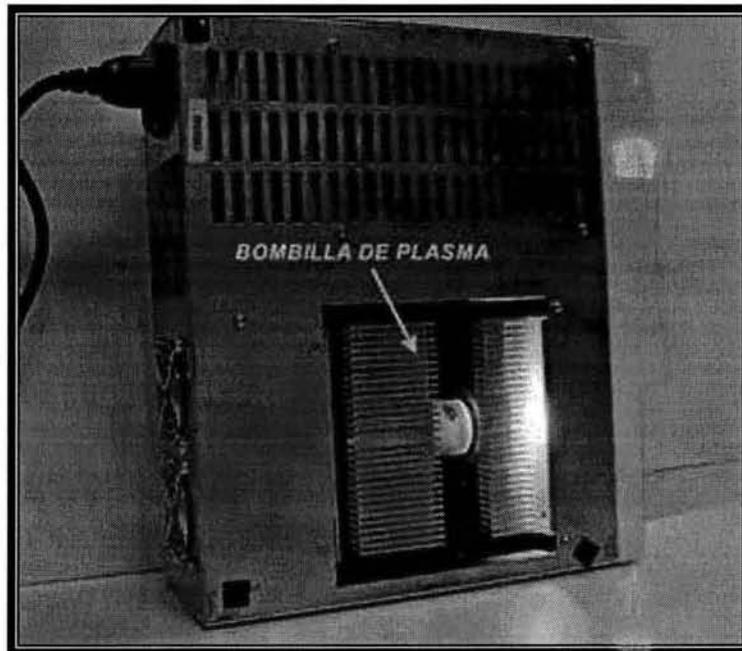


Fig. 34. Bombilla de plasma.

“El bulbo es realmente un óxido de aluminio, recipiente de alta presión que contiene el gas xenón altamente energizado (plasma) bajo 150 lb/pulg². La forma interna es específica para reflejar el arco de luz entre los

electrodos. El arco mide aproximadamente 1mm de largo, lo que facilita el punto focal.”⁹⁴

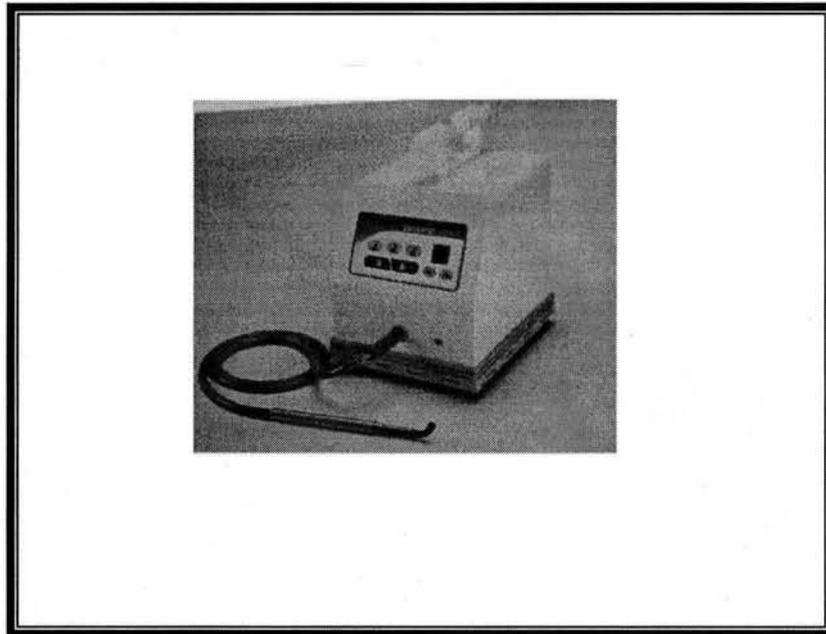


Fig. 35. Sistema de fotopolimerización PAC.⁹⁵

Peutzfeldt y cols. describen este sistema como:

“[...] luz emitida desde un plasma resplandeciente, que esta compuesto de una mezcla gaseosa de moléculas ionizadas y electrones.”⁹⁶

La luz generada con este tipo de dispositivos es de elevada potencia, 1400-2700 mW/cm² y, al igual que las lámparas halógenas, requiere de la interposición de un filtro para la obtención de luz de la banda de longitud de onda deseada.

Sin embargo, el espectro luminoso original sin filtrar de este tipo de lámparas, al contrario de lo que sucede con las lámparas halógenas, carece

⁹⁴ Cova. Op. cit., pág. 255.

⁹⁵ Ib. pág. 256.

⁹⁶ Peutzfeldt, A., et . al. “Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units”, Dental Materials, (16:2000(5), pág. 330).

prácticamente de rayos infrarrojos, por lo que teóricamente, según el fabricante, se trata de un tipo de luz con menor poder calorífico y por tanto con menos riesgo de provocar sobrecalentamiento pulpar durante la fotopolimerización. Este es un tema un tanto controvertido y no existe unanimidad entre los distintos investigadores a este respecto, ya que también se han publicado estudios contradictorios en este campo.

SISTEMA DE VENTAJAS	FOTOPOLIMERIZACIÓN PAC ⁹⁷ DESVENTAJAS
	<ul style="list-style-type: none"> • Costosa
<ul style="list-style-type: none"> • Muy rápidas 	<ul style="list-style-type: none"> • Más grande que la de halógeno • Poca confiabilidad
	<ul style="list-style-type: none"> • Puede no curar todos los materiales • Los cordones están llenos de líquido y son rígidos
	<ul style="list-style-type: none"> • Los anillos de activación magnéticos no son tan fáciles como el gatillo de la pistola.

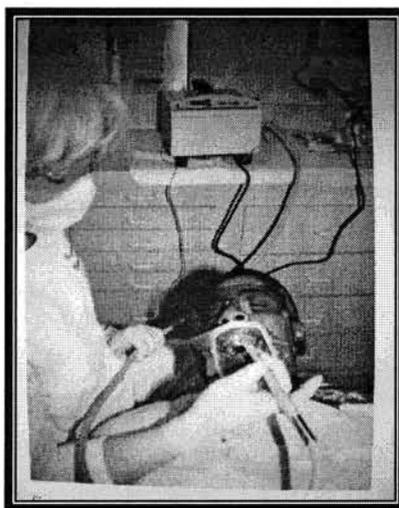


Fig. 36. Sistema PAC nótese lo rígido y voluminoso de las mangueras.⁹⁸

⁹⁷ Cova. Op. cit., pág. 255-256.

⁹⁸ Goldstein. Op. cit., pág. 328.

Peutzfeldt y cols. realizaron un estudio con unidades de fotopolimerización PAC con el objetivo de determinar las características o propiedades obtenidas en los composites curados con éstas lámparas.⁹⁹

Las características de polimerización a investigar fueron las siguientes: la fuerza de unión entre el composite y la estructura dental, profundidad de polimerización, resistencia y modulo flexural, y contracción de polimerización. Las unidades PAC investigadas fueron Apollo 95E y 1000 PAC. Se utilizo también una unidad de fotocurado convencional XL 3000 la cual fue usada como base.¹⁰⁰

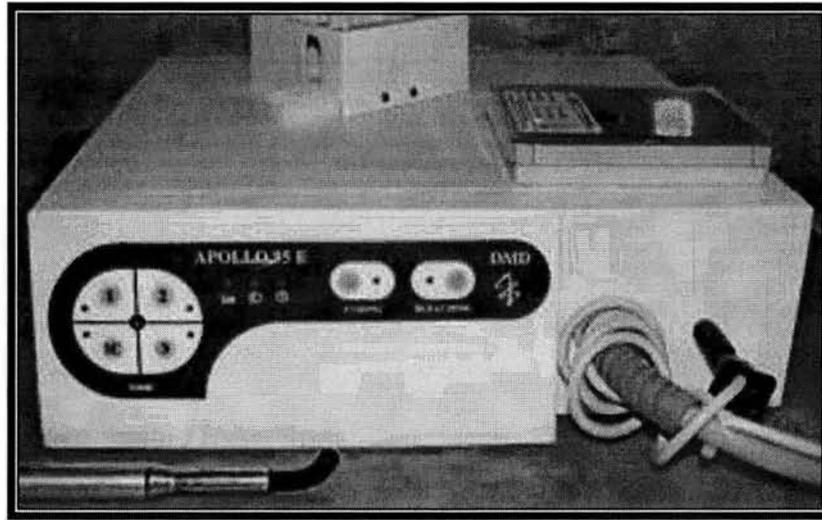


Fig. 37. Lámpara PAC Apollo 95E.

Los resultados fueron los siguientes:

La irradiación con Apollo 95E resulto en una cantidad más considerable de la brecha entre el composite y el diente que con la XL 3000, mientras que los resultados obtenidos con 1000 PAC dependieron del composite. La profundidad de curado con las unidades de plasma fue igual o menor a la

⁹⁹ Peutzfeldt. Op. cit., pág. 330.

¹⁰⁰ Ib.

obtenida con la unidad convencional, dependiendo de la resina de composite activada. La resistencia flexural no dependía de la unidad de fotocurado utilizada. El modulo de flexibilidad obtenido con la Apollo 95E fue menor que el obtenido con la XL 3000 en 3 de 4 comparaciones. La contracción de polimerización fue igual o menor con las unidades de arco de plasma que con la lámpara convencional.¹⁰¹

Peutzfeldt y cols. concluyeron que las unidades de fotocurado de arco de plasma hacen posible polimerizar composites en un tiempo más corto que las unidades convencionales. No obstante las características de polimerización asociadas con dichas lámparas no son óptimas.¹⁰²

Algunos fabricantes han optado por montar una luz de polimerización de plasma en sus unidades de abrasión por aire. Sin embargo este sistema es más estorbo e incomodo debido al gran tamaño de sus instalaciones y sus mangueras.



Fig. 38. Sistema de fotopolimerización montada en una unidad de abrasión por aire.¹⁰³

¹⁰¹ Ib.

¹⁰² Ib.

¹⁰³ Goldstein. Op. cit., pág. 328.

En la actualidad se fabrican lámparas a base de arco de plasma con dimensiones mucho más moderadas que las diseñadas anteriormente, sin embargo tanto sus cajas como sus mangueras siguen siendo más grandes que las de las lámparas de halógeno convencionales, restando así ergonomía a la técnica de fotopolimerización, ya que con estas características debemos contar con espacios más amplios en nuestro consultorio dental así como con muebles especiales para la colocación de estos dispositivos los cuales sean lo suficientemente resistentes para soportar el peso de la lámpara y a la vez se ubiquen en lugares estratégicos para su rápida utilización.

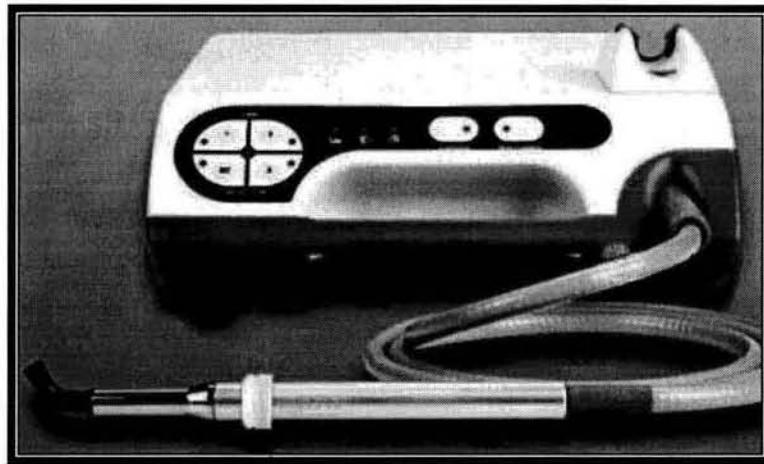


Fig. 39. Diseño resistente de una lámpara de sistema PAC.

3.5 SISTEMA DE FOTOCURADO POR RAYO LÁSER

La palabra láser, es en realidad la abreviación o siglas en ingles de: "Light Amplification by Stimulated Emisión of Radiation",¹⁰⁴ que significa amplificación de la luz por medio de emisión estimulada de radiación.

Un láser es una radiación en la parte visible infrarroja o ultravioleta del espectro electromagnético. La luz de cualquier fuente convencional se llama luz incoherente porque surge como un conjunto de ondas, que da policromaticidad. El láser es, en cambio, una luz coherente que procede de un punto y es monocromática.

Dentro de las características del láser sobresalen cuatro:

- 1) Intensidad: Puede concentrarse sobre un objeto, calentándolo a temperaturas muy altas. La luz del láser, como los de rubí o CO₂, cuya potencia es del orden de kilowatts al concentrarse, puede perforar hasta diamantes.
- 2) Monocromaticidad: El ancho del haz es casi constante a lo largo de distancias grandes.
- 3) Gran coherencia espacial: El diámetro del haz es de menos de 1.5 mm, y la parte más intensa está en el centro de este cilindro.¹⁰⁵

En los últimos años, el uso del rayo láser a tenido un gran auge en el campo de la medicina, en el ámbito odontológico también a cobrado gran interés en distintas áreas.

En 1990, la FDA Estadounidense aprobó el empleo del láser para cirugía de tejidos blandos bucales. Los usos más frecuentes son gingivectomía, o gingivoplastía, frenectomía, toma de biopsias, preparación para

¹⁰⁴ Las comillas son nuestras.

¹⁰⁵ Barceló. Op. cit., pág. 53-54.

impresiones, hemostasia, etc. En 1997 se aprobó el uso del láser de Erbio-YAG para el corte de tejidos duros dentarios.¹⁰⁶

Si bien es cierto que las aplicaciones del rayo láser son sobre todo en el área de la cirugía, poco a poco a cobrado gran importancia en el campo de la operatoria dental, incluyendo la odontología estética, las aplicaciones actuales se resumen en el cuadro siguiente:

APLICACIONES DEL LÁSER ¹⁰⁷	
1.	Manejo de tejidos blandos
2.	Analgesia
3.	Desensibilización
4.	Tratamiento periodontal: *adelgazamiento y conformación de tejidos *deseptelización de tejidos antes de un colgajo
5.	Cirugía
6.	Preparación de cavidades
7.	Grabado del esmalte
8.	Remoción de caries
9.	Prevención
10.	Polimerización de composites
11.	Esterilización de paredes dentinarias
12.	Apicectomía

El láser de argón es un láser con medio activo de tipo gaseoso (gas argón), según el modelo, emite una luz azul de 488 nm o azul-verde de 488-514 nm y densidad de potencia entre 750 y 1300 mW/cm². No requiere filtro, ya que su longitud de onda se aproxima bastante a la longitud de onda de la canforoquinona, por lo que puede utilizarse tanto para la fotopolimerización

¹⁰⁶ Barrancos. Op. cit., pág. 51.

¹⁰⁷ Ib. pág. 52.

de composites como para la activación de agentes blanqueadores fotoactivables existentes en el mercado.



Fig. 40. Sistema de curado con láser de argón instalado en forma de pieza de mano.¹⁰⁸

No obstante, al tratarse de un haz de luz monocromático con longitud de onda extremadamente estrecho podrá existir un mayor número de materiales fotoactivables no compatibles con este sistema de curado, lo que unido a su elevado precio explica el hecho de su escasa difusión para este tipo de aplicaciones clínicas.

El láser de argón polimeriza en muy poco tiempo un volumen determinado de composite. Sin embargo a pesar de esta gran ventaja, posee una desventaja como la brusca contracción de polimerización.¹⁰⁹

¹⁰⁸ Goldstein. Op. cit., pág. 329.

¹⁰⁹ Ib. pág. 53.

En consecuencia la formación de la brecha o gap entre la restauración y el diente aumenta sus dimensiones debido a la gran intensidad del haz de láser. Frente al caso de capas de mucho espesor de material el curado con equipamiento de alta intensidad podría asociarse con desventajas inherentes al aumento de las fuerzas o tensiones de contracción de polimerización.¹¹⁰

Sin embargo, se realizó un estudio en la Escuela de Odontología de la Universidad de Washington por Tar C. y cols. el la que se investigó la cantidad de contracción lineal que ocurre cuando un composite fotopolimerizable es curado con una lámpara de luz visible, y también con un láser de argón.

Estos científicos demostraron que la diferencia en la contracción de polimerización por medio del láser de argón es mínima y muy próxima a la que se presenta con las lámparas de halógeno.

Los composites sufren contracción de polimerización después del curado. La contracción que ocurre en el composite es clínicamente significativa ya que puede causar sensibilidad postoperatoria, contactos interproximales inadecuados, discrepancia marginal, falta de adhesión y fracaso por el estrés producido, afectando así la eficacia de la restauración, y estas condiciones se intensifican cuando la contracción sufrida es de manera muy brusca.¹¹¹

Otra limitación la constituye el reducido diámetro en la guía de luz, por lo cual se hace necesario efectuar varios disparos en superficies extensas.

¹¹⁰Ib. pág. 681.

¹¹¹ Tar C., Aw., et. al. "Polimerization shrinkage of restorative resins using laser and visible light curing", *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery*, (15:1997 (3), pág., 137).

3.6 SISTEMA DE FOTOCURADO LED

La tecnología en todos los ámbitos de nuestra vida tiene un gran avance día con día; y el área odontológica no puede ser la excepción, en los últimos años la tecnología de las lámparas de fotopolimerización se ha extendido de manera impresionante, ofreciendo mayor cantidad de opciones en el mercado y por ende mayor confusión entre los cirujanos dentistas.

Las lámparas de halógeno o de luz visible, han sido el estándar de la industria por muchos años, pero las recientes innovaciones en el mercado, como las lámparas de arco de plasma (PAC), luz emitida por láser xenón y diodos (tecnología LED), han agregado una nueva dimensión a los materiales de fotocurado.

En los últimos años, se ha desarrollado tecnología para polimerización a base de lámparas de luz emitida por diodos (LED). Estas lámparas lejos de utilizar la luz filtrada de una bombilla para producir la energía requerida para el proceso de fotopolimerización, poseen una potente fuente emisora de luz de estado sólido con diodos, que generan únicamente una energía fotónica de color azul puro, requerida para activar los fotoiniciadores utilizados habitualmente en los materiales fotocurables, reduciendo significativamente el estrés o contracción en los mismos.

Este tipo de fuente de iluminación es una de las más comúnmente utilizadas en la industria de la optoelectrónica para paneles indicadores de todo tipo.

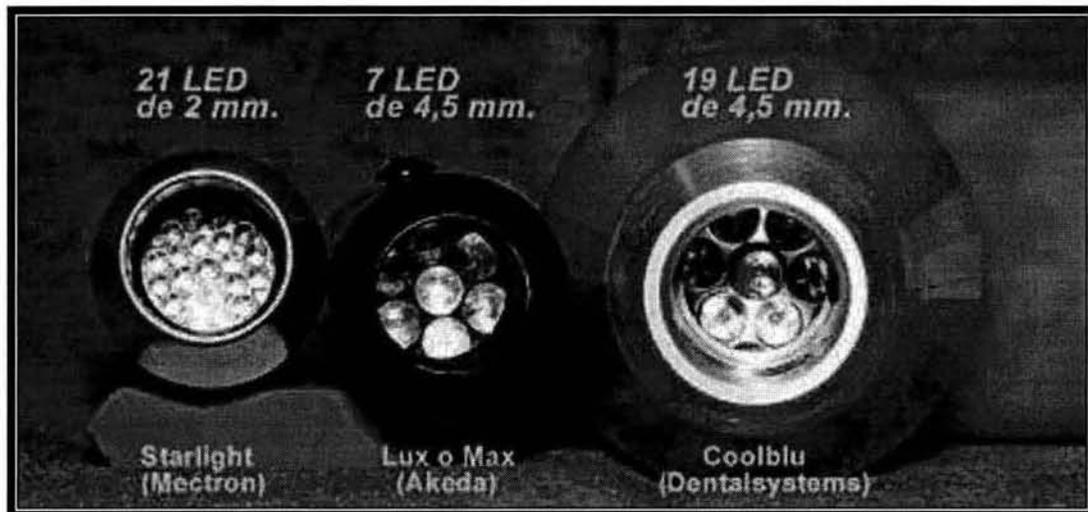


Fig. 41. Lámparas de 7, 19 y 21 LED.

En las lámparas de fotopolimerización se utilizan simultáneamente varios LED, ordenados en círculos concéntricos que emiten una luz azul de 450-490 nm, con un pico en los 460 nm y potencia lumínica entorno a 400 mW/cm².

A pesar de las diferencias entre las tecnologías, todas tienen en común que emiten una luz azul, el tipo de luz apropiada para fotocurar materiales dentales; sin embargo, la diferencia entre estas lámparas, es que la tecnología LED no emite calor o es mucho menor, a diferencia de las lámparas de luz visible o luz halógena, esto es una gran ventaja para los profesionales, ya que representa menos riesgo de sensibilización de la pulpa cameral.

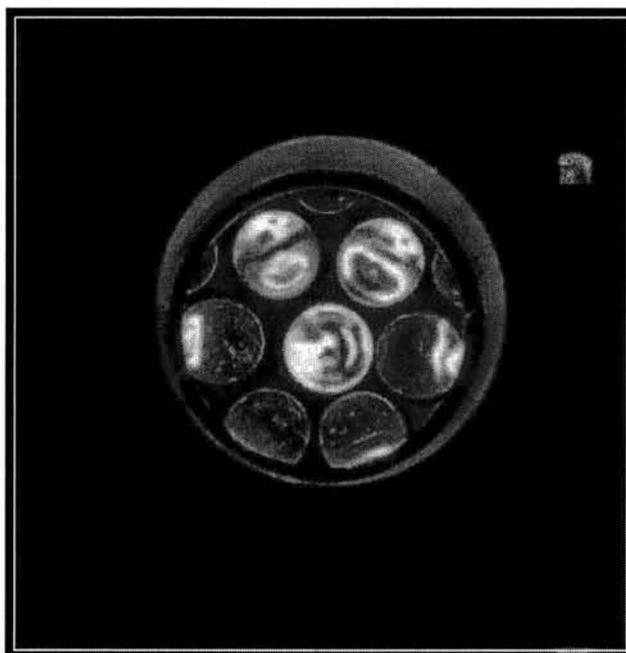


Fig. 42. Luz azul emitida por diodos.

La tecnología de luz emitida por diodos o tecnología LED fue introducida como una alternativa para la polimerización de materiales dentales restaurativos. Varios artículos recientes han descrito y evaluado las supuestas ventajas de dichos dispositivos comparándolas con las que ofrecen las lámparas de halógeno.¹¹²

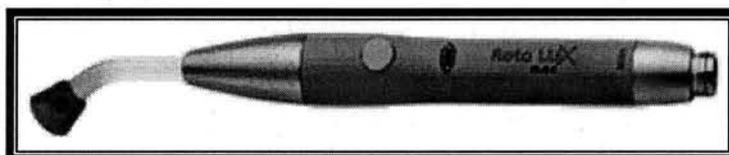


Fig. 43. Lámpara de sistema LED.

¹¹² Leonard, Daniel L., et al. "Polymerization efficiency of LED curing lights", *Journal of esthetic and restorative dentistry*, (14: 2002 (5), pág. 287).

Primero, al contrario de las lámparas de halógeno, las unidades LED producen luz dentro de un estrecho rango espectral. Los diodos usan nitrito de galio que es un semiconductor y producen luz con longitudes de onda entre los 450 y 490 nm con un pico de 460 nm. Este rango de energía es ideal para la activación de materiales que emplean canforoquinona como fotoactivador.¹¹³

Otras ventajas son consecuencia de la primera: las unidades LED requieren menos poder para operar, ya que estas producen únicamente luz dentro de un rango espectral muy corto como ya fue mencionado. Este bajo requerimiento de poder permite eliminar el ventilador para enfriar el dispositivo ya que al no producirse rayos infrarrojos, tampoco se genera calor. Como resultado, es posible generar esta luz con baterías recargables. Esta característica hace posible que estas unidades usen pilas, que sean portátiles y relativamente ligeras.¹¹⁴



Fig. 44. Baterías de una lámpara LED.

¹¹³ Ib.

¹¹⁴ Ib.

Una ventaja más es la larga vida de las unidades LED. La mayoría de los bulbos de halógeno resisten óptimamente 100 hrs de trabajo con los cuidados adecuados, mientras que las lámparas LED resisten 1000 hrs de trabajo. Además, al contrario de los bulbos de halógeno y de sus filtros y reflectores, los dispositivos LED no se degradan con el tiempo y no necesitan reflectores ni filtros, así la luz de estos dispositivos es producida con una intensidad constante.

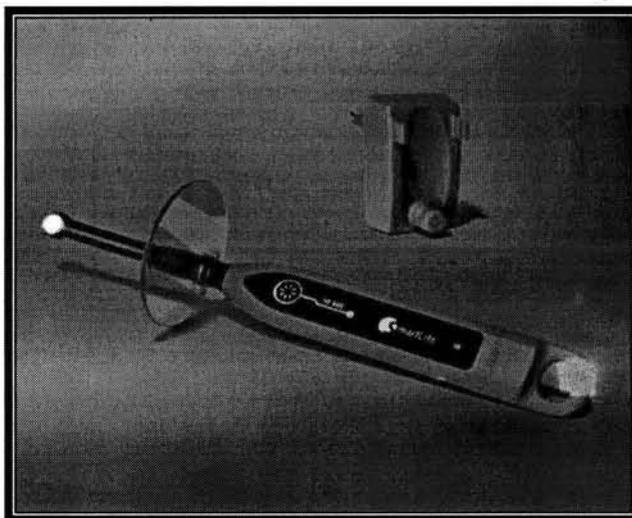


Fig. 45. Lámpara de LED.

Así lo menciona también Jandt y cols:

“[...] en consecuencia, el bulbo de las lámparas de fotocurado de luz halógena, el reflector y el filtro se degradan con el paso del tiempo debido a las altas temperaturas y por consecuencia las grandes cantidades de calor producidas durante los ciclos de trabajo.”¹¹⁵

Con el paso del tiempo esto resulta en una reducción de efectividad de curado de las lámparas de halógeno. La implicación clínica del envejecimiento de las lámparas de halógeno será la disminución de la luz

¹¹⁵ Jandt, K.D., et al. “Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs)”, *Dental materials*, (16:2000(1), pág. 41).

de fotocurado y con ello el empobrecimiento de las propiedades físicas del material e incrementando el riesgo de fracaso de la restauración.¹¹⁶

Jandt y cols., realizaron un estudio piloto cuyo objetivo primordial fue probar la hipótesis de que la profundidad de curado y la resistencia a la compresión de los composites fotopolimerizados con luz emitida por diodos (LED) o con una lámpara convencional de halógeno no tenían diferencias significativas. El segundo objetivo del estudio fue observar las características de la irradiación y el espectro de luz emitido por cada lámpara y poder hacer comparaciones entre las unidades.¹¹⁷

Para éste propósito se utilizó composite dental Spectrum TPH, tono A2 y A4, la profundidad de curado de los composites fue probada con 10 muestras de 4 mm de diámetro y 8 mm de profundidad para cada tono, fueron curados por 40 segundos con cada una de las lámparas LED y de halógeno respectivamente y se utilizó un penetrómetro para medir la profundidad de polimerización.

La resistencia a la compresión fue determinada después de 6 y 72 horas con 6 muestras de 4 mm de diámetro y 6 mm de profundidad para cada color, las cuales fueron polimerizadas por 40 segundos cada una.¹¹⁸

Los resultados fueron los siguientes: el curado con la lámpara convencional de halógeno profundizó significativamente 6.4 mm en las muestras de tono A2 y 5.19 en las de A4, por su parte la lámpara LED profundizó 5.3 mm las muestras en tono A2 y 4.27 en las de A4. las dos lámparas de fotopolimerización penetraron lo requerido por la ISO 4049. No hubo diferencias significativas en la resistencia a la compresión de las muestras obtenidas con cualquiera de las lámparas LED o de halógeno. El

¹¹⁶ Ib.

¹¹⁷ Ib.

¹¹⁸ Ib.

espectro de luz de cada unidad difirió fuertemente; mientras que la lámpara de halógeno mostró un amplio espectro luminoso con un pico de 497 nm, la lámpara LED emitió más luz en el rango de los 465 nm. La LED produjo un total de irradiación de 350 mW/cm², mientras que la lámpara de halógeno produjo un total de irradiación de 755 mW/cm².¹¹⁹

Jandt y cols. concluyeron que los resultados obtenidos para cada unidad proporcionaban suficiente potencia en el mínimo tiempo requerido, la profundidad de curado coincidió con lo que exige la ISO 4049, la resistencia a la compresión de los composites dentales curados en condiciones de laboratorio con la unidad LED fueron estadísticamente equivalentes a las obtenidas con la lámpara de halógeno. Con estas ventajas inherentes como el constante poder de salida durante el tiempo de vida de los diodos, las unidades LED tienen un gran potencial para lograr cualidades consistentes clínicamente de los composites fotocurables.¹²⁰

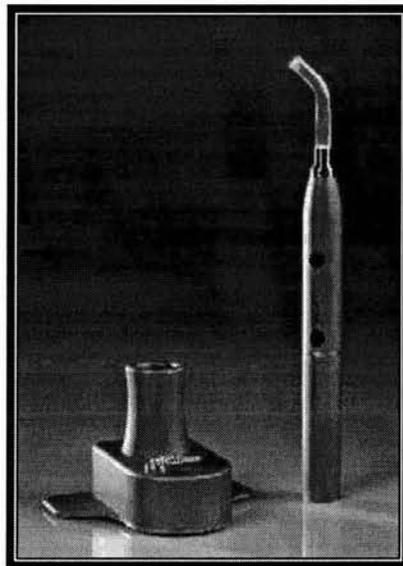


Fig. 46. Lámpara LED.

¹¹⁹ Ib.

¹²⁰ Ib.

Uchida y cols., científicos japoneses, realizaron un estudio con una lámpara comercialmente disponible para comprobar la eficiencia de la Tecnología LED, la lámpara que utilizaron para este propósito fue Lux-o-Max, de la marca Panasonic-Heraeus Dental con fuente de luz LED. Esta unidad de fotopolimerización funcionaba a base de baterías, y su versión compacta como una pluma.¹²¹

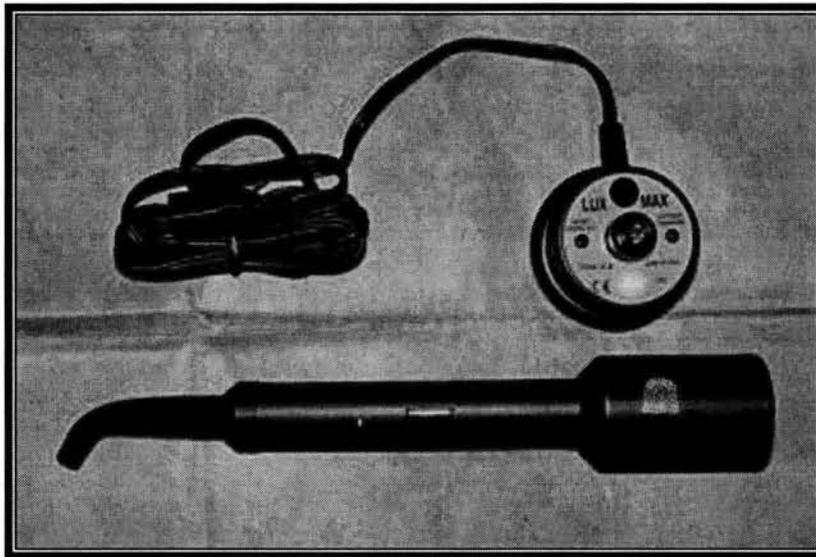


Fig. 47. Lámpara Lux-o-Max.

Los resultados obtenidos por los científicos revelan que la intensidad de la luz de las lámpara que emiten luz por medio de diodos, es constante durante su utilización. Estos investigadores activaban y apagaban la lámpara repetidamente para verificar si la intensidad de la misma no sufría variación al iniciarse el ciclo de trabajo encontrando los siguientes resultados:

¹²¹ Uchida, Keiko; Hirasawa, Tadashi. "Studies on Light-emitting Diodes Based Light Curing Unit". Japanese Journal of Academy for Dental Engineering, (14:2002(1), pág. 25).

- 1) "Aun cuando la lámpara de fotocurado a base de LED fue repetidamente encendida y apagada, la intensidad de la luz inmediatamente recobró el nivel de intensidad inicial en cada ocasión."¹²²
- 2) "La profundidad de curado de la resina es proporcional al tiempo de irradiación"¹²³



Fig. 48. Luz original sin filtrar de diferentes tipos de lámparas.

"Finalmente, las lámparas LED al producir menos calor, reducen el potencial de irritación para los tejidos gingivales y la pulpa dental."¹²⁴

¹²² Ib.

¹²³ Ib.

¹²⁴ Leonard. Op. cit. pág. 287.

4. PROTECCIÓN PERSONAL

Así como en la mayoría de los procedimientos realizados por el personal odontológico se deben usar barreras de protección para evitar infecciones o cualquier otro daño causado por los materiales e instrumental empleados, el uso de estos dispositivos no podía ser la excepción para los métodos de fotopolimerización.

Aunque está dentro del rango de la luz visible (460nm), el ojo humano no tiene filtros para este tipo de luz azul, por lo que una exposición, por más ligera que sea o por el sólo reflejo de la misma, produce lesiones irreversibles en los conos y bastoncillos de la retina, provocando degeneración macular senil. En los niños este daño se ve intensificado.¹²⁵

Por lo tanto, esta luz no debe verse directamente, sino con filtros y lentes especialmente confeccionados para este propósito, los cuales deben ser utilizados por el odontólogo, el personal auxiliar e incluso el mismo paciente debe ser protegido con barreras que impidan el paso de la luz azul.

“Existen para ello pantallas que pueden venir adosadas en las varillas de conducción. Otras se presentan como pantallas de mano. Son preferibles los anteojos de protección pues dan mucha mayor libertad de trabajo y comodidad.”¹²⁶

¹²⁵ Barceló. Op. cit. pág. 124.

¹²⁶ Macchi. Op. cit. pág. 165.



Fig. 49. Pantalla de protección de mano.¹²⁷

El Consejo de Materiales Dentales de la sociedad Dental Americana A.D.A. en su reporte resinas compuestas activadas por la luz visible y unidades de foto curado, advierte sobre las medidas de protección ocular tanto para el odontólogo como para el personal auxiliar, requeridas durante el uso de unidades de foto curado. La intensa luz de estas emisiones ocasiona efectos patógenos tanto en la retina como en el cristalino opacificándolo.

Se hace necesario el uso de lentes-filtro certificados de color naranja.

Lentes recomendados:

- Lite-Shield 500 nm
- Guardian 500 nm
- Noviol 470 nm
- Safety Bond.

¹²⁷ Goldstein, Op. cit., pág. 319.

- Optilux Protective Eyeglasse-Demetrón.

Es importante que el material de filtro sea integral, es decir no debe ser una película pintada sobre el lente, pues se corre el peligro de que al rayarse se formara una vía de entrada para la luz de foto curado.



Fig. 50. Lentes de protección.

Para saber si la barrera de protección seleccionada es verdaderamente efectiva, se puede interponer entre la punta y el material o el radiómetro de curado, la pantalla o el antejo de protección.

Si la intensidad leída en el radiómetro es 0 (cero) $m/W\text{ cm}^2$, el método es correcto. Si el composite que fue interpuesto entre el antejo o la pantalla y la punta, no polimerizó, el método de protección es correcto.¹²⁸

¹²⁸ Macchi. Op. cit., pág. 165.

5. CONCLUSIONES

Para poder ejercer una odontología de calidad para nuestros pacientes en la cuál se proporcionen tratamientos que además de reestablecer la salud de las personas que acuden a nosotros ofrezcan un aspecto estético agradable, debemos tener en cuenta que un buen profesional de la salud debe siempre estar actualizado con respecto a los diferentes dispositivos que se dan día con día para este propósito.

Ante el aumento en la demanda de la Odontología estética y conservadora, la industria ha incrementado sus esfuerzos en el desarrollo y aplicación de nuevas fuentes de luz cada vez más rápidas y eficaces para la fotoactivación de materiales clínicos.

Los Odontólogos, que hasta hace muy pocos años sólo utilizábamos y conocíamos un único tipo de lámparas de polimerización, nos vemos ahora en la necesidad de informarnos y elegir un dispositivo que se adecue a nuestras necesidades de trabajo y que a su vez proporcione la mayor calidad posible a nuestros tratamientos.

Debemos tomar en cuenta, que la tecnología nunca debe sobreponerse al bienestar de nuestros pacientes, este es el caso de las primeras lámparas de fotocurado a base de radiación ultravioleta, las cuales han sido justificadas por algunos profesionales argumentando que, si se utilizaban los elementos adecuados para la protección contra la luz emitida por estos dispositivos, los mismos resultarían inocuos para la salud de nuestros pacientes, nuestro personal y nosotros mismos. Tomando en cuenta que, el rango de longitud de onda de los rayos UVA es amplio, es difícil dirigirlos sobre una pequeña

área, ya que la luz se dispersa, esto nos traería como consecuencia la radiación de tejidos y estructuras bucales no deseadas, incrementando el riesgo de provocar así, que se desencadenara una reacción adversa en nuestros pacientes, poniendo en tela de juicio si el beneficio de nuestro tratamiento era lo suficientemente poderoso como para correr un riesgo y emplear estos aparatos para nuestros tratamientos.

Por otra parte, en los últimos tiempos, han salido al mercado dispositivos para “fotopolimerizar” resinas, que por su diseño y aun más por su valor monetario resultan sumamente atractivos para los odontólogos que no están bien informados sobre las características con las que debe contar una lámpara de fotopolimerización para proporcionar las propiedades óptimas a los composites de fotocurado y por ende a las restauraciones.



Fig. 51. Lámpara de “fotopolimerización” con diseño de pluma.

Un ejemplo de lo anterior, es la lámpara mostrada en la figura 51, la cual presenta un diseño muy ergonómico en forma de pluma, que el odontólogo puede incluso colocar en una de las bolsas de su bata de trabajo,

esto resulta muy atractivo y cómodo, pero dichos dispositivos no cuentan con la capacidad necesaria para fotocurar adecuadamente una capa de composite de 2 mm de espesor, ya que polimerizan sólo la capa más superficial provocando así decremento en las propiedades del material.

Hay diseños que incluso cuentan con una extensión que sobresale de este dispositivo argumentando el fabricante que es para poder alcanzar mejor las áreas de los dientes posteriores y así lograr un mejor resultado (figura 52).



Fig. 52. Lámpara de “fotopolimerización” con extensión para áreas posteriores.

Estos aditamentos no cuentan con un instructivo formal el cual nos oriente de forma amplia sobre el buen uso y mantenimiento de los mismos. Son distribuidos en depósitos dentales donde es fácil su adquisición y sus precios van desde los 350 pesos hasta los 850 pesos y algunos superan en poco los 2000 pesos como la que se muestra en la figura 53.

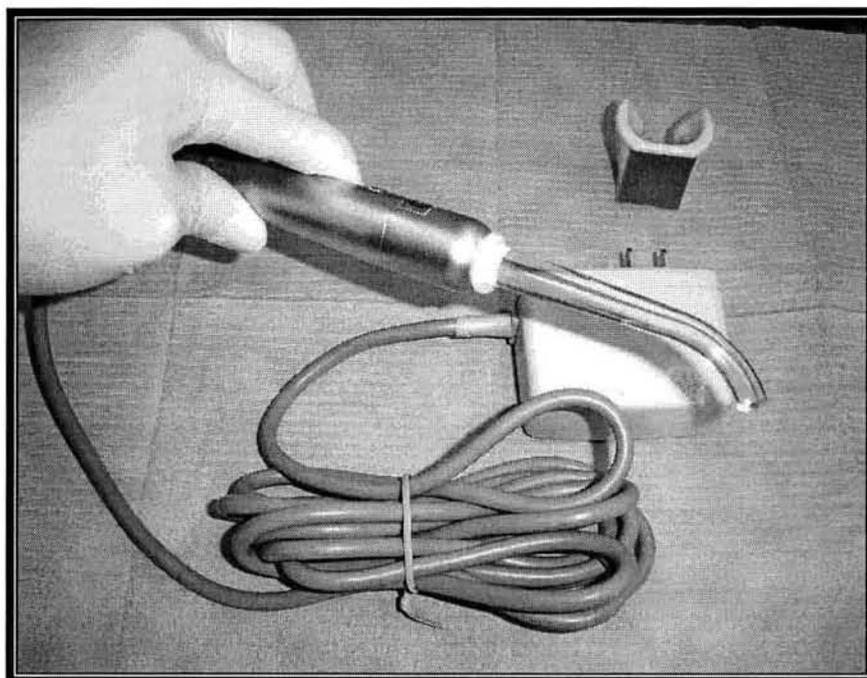


Figura. 53. Lámpara de “fotopolimerización” con guía de luz transparente.

No debemos dejarnos llevar por las novedades sin antes estar seguros de que nos brindarán resultados satisfactorios que se traducirán en un mejor trato a nuestros pacientes y nos evitarán el sufrir de estrés al estar laborando.

La principal misión de la lámpara de fotopolimerización en la técnica restauradora con composites, consiste en la activación, mediante su energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la formulación del material, los cuales desencadenarán la reacción química de transformación del producto inicial en el producto final deseado.

Teniendo esto en cuenta, podemos comprender como el desarrollo tecnológico de las lámparas de fotopolimerización se centra en la búsqueda de una fuente luminosa que en virtud de su máxima potencia y espectro lumínico adecuado, consiga estimular, en el menor tiempo posible, el mayor

número de moléculas fotoactivadoras presentes en el material fotocurable y que además confiera propiedades óptimas al mismo en éste proceso.

Para poder lograr lo anterior nosotros debemos contribuir realizando una buena técnica restauradora y siguiendo las siguientes recomendaciones:

- 1) Mientras polimeriza la resina a través de esmalte, aumentar el tiempo de exposición por lo menos en un 50 %. Estudios indican que solamente $\frac{1}{2}$ o $\frac{2}{3}$ de la luz fotopolimerizadora es efectiva cuando es efectiva cuando la misma es transmitida a través del esmalte.
- 2) Observe todos los días la intensidad de la luz polimerizable de la lámpara. Mantenga la misma siempre funcionando adecuadamente.
- 3) Incrementos demasiado grandes fortalecen la inserción, pero empobrecen la calidad de la restauración. Nunca utilice incrementos mayores de 2 mm.
- 4) Fotopolimerizar una restauración amplia por partes, siempre fijándola luz por el tiempo indicado en cada porción de la restauración. Evitar mover la luz sobre toda la zona del material, pues este hecho tiende a perjudicar una cura efectiva.
- 5) Intente aproximar la puntera luminosa de la lámpara el máximo posible al material de la restauración. Recordando que la luz se disipa proporcionalmente a la distancia elevada al cuadrado. Películas plásticas individuales desechables aplicadas sobre la puntera permiten que la misma toque la superficie de la restauración sin cualquier perjuicio material.

Las consecuencias de una mala polimerización se traducen en resistencia deficiente de los "tags" resinosos (baja fuerza de unión), mayor probabilidad de agresión fisiológica debido a los componentes monoméricos residuales que no se catalizaron, mayor probabilidad de alteración del color del material

debido a la insuficiente reacción del componente acelerador, deficiencias en las propiedades mecánicas, evidenciada principalmente en la resistencia al desgaste, mayor pigmentación del material debido a la mayor absorción de fluidos orales.

Por último debemos crear conciencia de que los pacientes pediátricos, merecen un trato digno y de la mejor calidad al igual que las personas adultas, si recordamos la anatomía de la primera dentición sabremos que las cámaras pulpares de estos dientes son más amplias y por tanto la pulpa está más expuesta a cualquier daño que pudiéramos ocasionar por falta de conocimiento o negligencia de nuestra parte y que el hecho de ser niños no le resta importancia a los tratamientos ya que la dentición temporal es la base de la dentición permanente.

6. BIBLIOGRAFÍA

- Barceló Santana, Federico H; Palma Calero, Jorge M. Materiales Dentales. Conocimientos Básicos Aplicados. Editorial Trillas, México, D.F., Abril, 2003, 256 pp.
- Barrancos Mooney, Julio. Operatoria Dental. Editorial Panamericana, 3ª edición, Buenos Aires, Argentina, 2002, 1176 pp.
- Chain Carvalho, Marcelo. Restauraciones Estéticas con Resinas Compuestas en Dientes posteriores. Editorial Artes Médicas, Latinoamérica, Brasil, 2001, 176 pp.
- Cova Natera, José Luis. Biomateriales Dentales. Editorial AMOLCA, Colombia, 2004, 365 pp.
- Ferrándiz, Carlos. Dermatología Clínica. Editorial Mosby, Madrid, España, 1996, 340 pp.
- Goldstein, Ronald E. Odontología Estética. Principios Comunicación Métodos terapéuticos. Vol. 1, Editorial Ars Médica, Barcelona, España, 2002, 490 pp.
- Guzmán Báez, Humberto J. Biomateriales Odontológicos de uso Clínico. Cat Editores, Colombia, 1990, 284 pp.
- Jandt, K.D. et al. "*Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs)*". Dental Materials,(16:2000 (1) 41-47).

- Leonard, Daniel L., et al. *"Polymerization Efficiency of LED Curing Lights"*, Journal of Esthetic and Restorative dentistry. (14:2002 (5) 286-295).
- Levene, G. M., Calnan, C. D. Atlas de Dermatología. Editorial Científico-Médica, Barcelona, España, 1981, 368 pp.
- Macchi, Ricardo L. Materiales Dentales. Editorial Panamericana, 3ª edición, Argentina, 2000, 373 pp.
- Mondelli, José. Dentística Operatoria. Editorial Sarvier, 4ª edición, São Paulo, Brasil, 1981, 235 pp.
- Peutzfeldt, A. et. al. *"Characterization of resin composites polymerized whit plasma arc curing units"*, Dental Materials, (16:2000 (5) 330-336).
- Roth, Françoise. Los Composites. Editorial Masson, España, 1994, 244 pp.
- Schmidseder, Josef. Atlas de Odontología Estética. Editorial Masson, Barcelona, España, 1999, 298 pp.
- Tarc C., Aw., et. al. *"Polimerization shrinkage of restorative resins using laser and visible light curing"*, Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery, (15:1997(3)137-141).
- Uchida, Keiko; Hirasawa, Tadashi. *"Studies on Light-emitting Diodes Based Light Curing Unit"*, Journal of Academy for Dental Engineering.(14:2002 (1) 25-30).