



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLÓGIA

CARACTERÍSTICAS DE LAS LÁMPARAS DE
FOTOPOLIMERIZACIÓN DENTAL Y SU INFLUENCIA
EN LA PROFUNDIDAD DE CURADO.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

DANIEL RIOJA BETANCOURT

TUTOR: Dra. ABIGAILT FLORES LEDESMA.



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.

Dedicatoria

Quiero dedicar este trabajo a mi hermano Hector Rioja Betancourt, que en paz descanse, ya que a lo largo de mi trayectoria escolar el fue un gran apoyo para mí, el fue como un mentor, maestro y una imagen paterna, ya que siempre me enseñó a luchar por las cosas que hoy en día tengo y jamás quedarme con una sola expectativa o imagen de una persona conformista con la vida, a querer siempre superarme y sobresalir en la vida tanto económicamente, socialmente y profesionalmente, demostrándome que toda persona puede cambiar su estilo de vida, siempre y cuando se lo proponga y puedan aprovechar las oportunidades que se lleguen a presentar, sean buenas o malas, me enseñó a trabajar y jamás quejarme, hoy en día me hace falta, ya que ambos y gracias a sus ambiciones y pasatiempos que me inculco, hasta sus gustos por las motos y las autos clásicos, teníamos una competencia en terminar nuestros Dodge Chargers 71, sé que yo lo termine primero, pero ya no se lo pude mostrar y presumir que yo le gane, pero aun así con todo el amor que le tuve le doy las gracias por haber compartido muchos momentos y locuras conmigo.

Quiero agradecer a mi madre Maria de los Angeles Betancourt Zavaleta quien siempre me motivo a seguir estudiando, ella es una de las personas más importantes en mi vida, me dio valores, educación y gracias también a ella soy la persona que hoy en día soy, a pesar de las dificultades que teníamos, me ha dado muchos momentos felices en la vida, yo se que no es fácil educar a un hijo, pero a ella la admiro por haber educado a 8, haber tenido la paciencia y la fuerza para poder guiarnos en el mejor camino de la vida, solo me queda decir que siempre voy a estar a tú lado cuidándote, como tu lo has hecho por mí y mis hermanos, mis próximas metas y logros que obtengan son dedicados a ti querida madre.

También quiero dedicarle este trabajo a una persona muy especial, que en estos 2 últimos años de pandemia logro obtener un lugar muy importante dentro de mí, ha aprendido a tolerarme y soportarme, se que no soy una persona fácil de comprender y apreciar, tampoco soy del tipo que demuestra sus sentimientos, pero se que poco a poco le he demostrado lo mucho que la aprecio y la quiero, también le quiero agradecer por haber estado en uno de los momentos más difíciles que he tenido en mi vida, respeto mi espacio y se que ella estuvo para mí aunque no lo pidiera, muchas gracias Argelia Cruz Hernández, espero seguir pasando gratos momentos y la verdad fue algo inefable el haberte conocido.

Quiero darle las gracias a mi tutora la Dra. Abigail Flores Ledesma por haberme soportado en el proceso de este trabajo, se que en algún momento para ella no fue fácil el trato hacia mi, pero jamás se rindió conmigo, siempre estuvo impulsándome para poder terminar el trabajo, reconozco que en un momento ya no quería seguir adelante y con toda sinceridad y honestidad le agradezco que no se rindiera conmigo.

Índice

Introducción.....	1
Luz.....	2
Resinas compuestas.....	3
Composición de la resina.....	4
Matriz orgánica.....	4
Matriz inorgánica.....	4
Clasificación según su relleno.....	5
Resinas de macrorelleno.....	5
Resinas de microrelleno.....	5
Resinas híbridas.....	6
Híbridas modernas.....	6
Resinas de nanorelleno.....	6
Propiedades mecánicas.....	7
Fotoiniciadores.....	8
Canforoquinona.....	8
Lucerin TPO.....	9
Fenilpropanodiona.....	9
Ivocerin.....	10
Fotolimerización.....	11
Fase lumínica.....	11
Fase oscura.....	12
Lámparas de fotopolimerización.....	12
Luces de arco de plasma (PAC).....	12
Laser de ion de argón.....	14
Lámpara de halógeno.....	15
Luces QTH de alta intensidad.....	16
Lámparas led.....	17
Lámparas de primera generación.....	19
Lámparas de segunda generación.....	20
Lámparas de tercera generación.....	21
Irradiación de la lámpara de fotocurado.....	23
Salida de luz.....	26
Efecto de la distancia entre la punta y la superficie.....	27
Uniformidad de exposición radiante.....	27
Radiómetro.....	29
Tamaño de la punta guía.....	31
Profundidad del fotocurado.....	32
Procesos de reflexión, absorción y dispersión de superficie en los composites.....	33
Ley de Beer-Lambert.....	34
Consecuencias y efectos de una lámpara de fotocurado con una batería en malas condiciones.....	34
Ergonomía.....	35
Conclusiones.....	37
Referencias.....	39

Introducción.

Sabemos que la odontología, las restauraciones estéticas se están poniendo de moda, ya que nadie le gusta colocarse restauraciones metálicas, un material de restauración es la resina o composite, ya que con este tipo de material se puede devolver función y estética a un diente en una sola cita, pero existe un gran problema para este material, es la lámpara de fotocurado, ya que en el mercado existe una gran variedad; donde las podemos conseguir en línea con muy bajos costos.

El objetivo de este trabajo es para hacer conciencia de estos equipos y que efectos puede tener con los composites, ya que estos materiales han ido evolucionando en su composición de fotoiniciadores, estos fotoiniciadores como su nombre lo dice son los primeros en activarse para la fotopolimerización de estos materiales; y estos se activan en diferentes longitudes de onda en el espectro electromagnético, por eso es importante conocer la potencia, la irradiancia y los efectos que pueden tener estos equipos en el uso cotidiano de una clínica o consultorio dental, como en distancias y sus consecuencias al no ver el objetivo que se requiera fotopolimerizar.

Luz.

La naturaleza de la luz ha sido estudiada desde hace muchos años por varios científicos; como Newton y Max Plank.

Desde el punto de vista físico, la luz se genera cuando los electrones excitados regresan a su nivel original emitiendo fotones que son ondas. El numero de ondas completadas en un segundo se le conoce como frecuencia; y la longitud de onda completa de cada onda se le conoce como ciclo (1).

Los fotones tienen diversas longitudes de onda, los cuales forman los diferentes colores del espectro electromagnético. El ojo humano percibe longitudes de onda que oscilan entre los 400nm y los 700nm que comprenden entre los colores violeta y rojo del espectro electromagnético,(1–3) Figura 1.

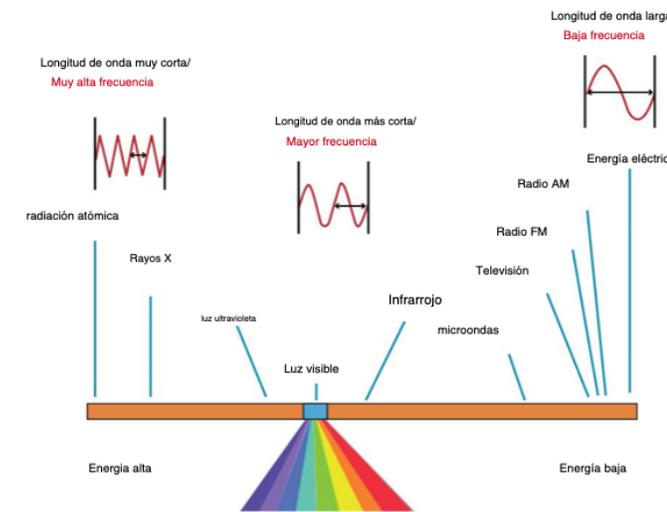


Figura 1. Espectro electromagnético con representaciones correlacionadas de tendencias en frecuencia y longitud de onda.(Rueggerberg y col 2017)

Resinas compuestas.

Este tipo de material es el más estudiado, con el fin de sustituir a los silicatos y resinas acrílicas, que hasta antes de los sesenta eran los únicos materiales utilizados para las restauraciones estéticas. La investigación era fuertemente apoyada por la industria aeronáutica y militar, el Dr. Rafael L. Bowen desarrolló en los años sesenta una molécula orgánica polimérica llamada bisfenol A glicidil dimetacrilato (Bis-GMA), y con el agregado de partículas inorgánicas reduce aún más el cambio dimensional (2).

A finales de 1960 existían sistemas de resina de autocurado, eran de doble pasta, el uso de materiales de restauración directos evoluciono la odontología. El tiempo de fraguado era de solo segundos y no minutos, donde los colores eran estables y el uso a largo plazo permitió el uso exitoso en el segmento posterior (4).

Las aplicaciones de la resina compuesta son diversas, ha sido adoptado por todas las especialidades odontológicas y ha reemplazado a la mayoría de las restauraciones directas de composición metálica. Se puede usar como selladores de fosetas y fisuras, restauraciones temporales y cementos para restauraciones indirectas (3).

En la década de los 70 la compañía LD Caulk introdujo el primer sistema de resina, la formulación de la resina era una base de metacrilato de uretano y el compuesto absorbía la radiación; el cual se activaba en una longitud de onda

de 365nm .(1). En esos tiempos se disponía de selladores y materiales restauradores (NUVA, Denstply Caulk, Miltord DE). Lo malo de estos sistemas era su coloración y problemas en la técnica de incremento que permitía 1mm y la exposición de la luz que oscilaba de 20 a 60 segundos (1).

Composición de la resina.

Matriz orgánica.

La matriz orgánica esta constituida por un sistema de monómeros: mono, di o tri funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres (canforoquinona), usada en combinación con un agente reductor (amina terciaria), un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permita la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable (el dimetilamino etiletilmetacrilato DMAEM o el N,N-cianoetil-metilanilina CEMA); también contiene un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto antes de su polimerización; y por último los absorbentes de la luz UV, por debajo de los 350nm (5).

La matriz orgánica es el componente principal, juega un papel importante en el comportamiento y las características del material. Algunos componentes de la matriz orgánica incluyen Bisfemmetacrilato de nolgilcidilo (Bis-GMA), sigue siendo el monómero más utilizado en la fabricación de las resinas compuestas, solo o en conjunto con el dimetacrilato de uretano (UDMA) y la unión de estos nos dan como resultado el trietilenglicol dimetacrilato(TEGMA) (3)(5).

Matriz inorgánica.

El segundo componente o matriz inorgánica son los rellenos que incluye óxidos orgánicos o vidrios (partículas de sílice y zirconio, así como vidrio de bario y trifluoruros de iterbio). Tanto el tipo como la cantidad de relleno

suspendido en la matriz inorgánica influye en las propiedades físico-mecánicas de la restauración (3).

Gracias al relleno se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final, proporcionar radiopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética. Muchos composites reemplazan parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados, como el bario, estroncio, zinc. La nanotecnología ha conducido al desarrollo de una nueva resina compuesta, que contiene en su composición partículas aproximadamente de 25nm y nanoagregados de 75nm, están formados por partículas de nanosilice. Estas nanorellenos ofrecen un alto contenido de carga de hasta el 79.5%, lo cual permitirá un mejor acabado de la restauración (5,6).

Clasificación según su relleno.

Resinas de macrorelleno.

Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 micras. Este tipo de resinas fue muy utilizado, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno las cuales más resistentes. Los rellenos mas utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario.

Resinas de microrelleno.

Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 micras. Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente

pequeñas, proporciona. Un alto pulimento y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración.

Resinas híbridas.

Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 0.6 y 1 micra, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0.04 micras.

Los aspectos que caracterizan a estos materiales, es disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgastes y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, formulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior.

Híbridas modernas.

Este tipo de resinas tiene un alto porcentaje de relleno de partículas sub micrométricas. Su tamaño de partícula reducida (0.4 a 1 micra) provee una optima resistencia al desgaste.

Resinas de nanorelleno.

Contienen partículas con tamaños menores a 10 nm o 0.01 micras, este relleno se dispone de forma individual o agrupados en nanoclusters o nanoagregados de aproximadamente de 75nm. El uso de la nanotecnología en las resinas

compuestas ofrece alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas (7).

Propiedades mecánicas.

Cualquier material de restauración dental debe tener suficiente integridad mecánica para funcionar.

- Fuerza. Hay que tener en cuenta que la mayoría de las fuerzas externas en un material se resolverá como tensiones a lo largo de varios planos, ya que dentro de la cavidad oral, donde la simple carga axial casi nunca se encuentra debido a la anatomía de los dientes y la naturaleza tridimensional de la mecánica de la mandíbula. Por que la resistencia del material es una función no solo de su composición, sino también de su calidad de preparación. La norma ISO 4049 para composites dentales incluye una flexión o transversal, modalidad de prueba.
- Tenacidad a la fractura. Difiere de la resistencia, es una medida de la resistencia de un material a la propagación de una fisura a partir de un defecto preexistente de tamaño conocido y agudeza infinita, es decir una prefisura. En las resinas compuestas, este defecto puede producirse en el momento del moldeado y curado de la misma,
- Resistencia al borde. Esta es una característica difícil de cuantificar. Esta fractura se da en los márgenes o bordes sin soporte dentinario.
- Fatiga. Puede ser la propiedad más importante de los materiales dentales que están expuestos a periodos de cargas cíclicas al masticar. Es probable que las fallas ocurran al transcurrir el tiempo, debido a la acumulación de daños producidos por las fuerzas cíclicas que no

superan la resistencia a la fractura. Las fracturas pueden propagarse durante el tiempo.

- Modulo elástico. Es la resistencia de un objeto o sustancia a deformarse elásticamente cuando se le aplica una fuerza. El módulo elástico se calcula como la pendiente de la curva tensión-deformación elástica (8).

Fotoiniciadores.

Los fotoiniciadores son parte de la resina compuesta que ayudan a la activación de la fotopolimerización, el fotoiniciador utilizado debe de reaccionar con una molécula intermediaria (amina), que luego formara radicales libres (iniciador tipo 2), lo cual provoca la polimerización (1).

El sistema iniciador tipo 2 (amina terciaria) fue realizado por Imperial Chemical Industries. En la actualidad se usan muchos sistemas de restauración a base de resina.

Canforoquinona.

El fotoiniciador más utilizado en el ramo odontológico es la canforoquinona (CQ)(1) Figura 2. Este sistema involucra un donador/receptor de protones entre una molécula de amina terciaria, mientras que la CQ está en estado excitado. Una vez realizada la acción la amina pasa a formar la polimerización por radicales libres (1). La foto iniciación CQ, por lo general se encuentra en un rango de longitud de onda de 430 a 510nm (región azul del espectro de luz visible) (9). El problema que presenta la CQ es el color amarillento, en los 90 se pusieron a disposición sistemas compuestos y adhesivos fotoiniciadores que no incluían a la CQ que a menudo se les conocía como fotoiniciadores alternativos, los cuales se clasificaban en dos tipos (1).

Lucerin TPO.

Uno de estos compuestos era el Lucerina TPO (óxido de 2,4,6-trimetilbenzoildifenil fosfina), Figura 2. Lucerina TPO es un fotoiniciador alternativo que parece ser una molécula prometedora ya que presenta una mayor capacidad de absorción y una mayor eficiencia de curado. Actualmente se combina con la CQ para dar un mejor curado de la resina y disminuir el color amarillento de la restauración (1). Una de las características de Lucerina TPO, es que permite el fotocurado en capas gruesas, es usado también en adhesivos dentales, pero se usa en combinación de la CQ (10). Mejora la cinética de fotopolimerización y es activado entre los 390 y 410 nm (11)

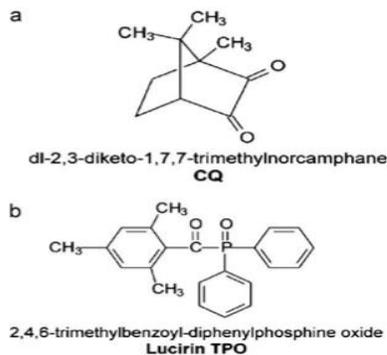


Figura 2. Estructura química de la conforoquinona y lucerin TPO.(Leprince J y col 2011.)

Fenilpropanodiona.

Un iniciador destacado es la 1-fenil-1,2-propanodiona (PPD) Figura 3, que tiene un grupo aromático a un lado del dicarbonilo y un grupo metilo en el otro. Experimentos recientes mostraron que la PPD sería un fotosensibilizador eficaz a la luz visible, comparable a la CQ, para la iniciación de la polimerización de la resina dental, y que las resinas iniciadas con PPD mostraron mejores propiedades mecánicas que las iniciadas con CQ, puede actuar

sinérgicamente con CQ para aumentar la conversión de monómero a polímero y reducir la concentración de fotosensibilizador, por tanto, el color. El espectro de absorción de la PPD esta entre los 390nm y 410nm (12).

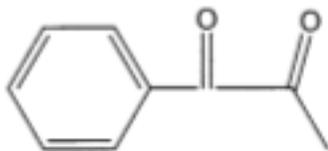


Figura 3. Estructura química de PPD.(Dental Hard Tissues and Bonding.)

Ivocerin.

Finalmente se ha desarrollado un nuevo iniciador, Ivocerin (derivado de dibenzoil germanio) Figura 4, que proporciona un espectro aun más amplio de absorción de onda corta, que se activa en el rango de 390 a 445nm aproximadamente, que unido con la CQ presenta una mayor reactividad incrementando la profundidad de fotopolimerizado, lo cual permite la fotopolimerización de incrementos mayores a los convencionales (13). Este producto solo se encuentra en productos seleccionados de Ivoclar Vivadent (1).

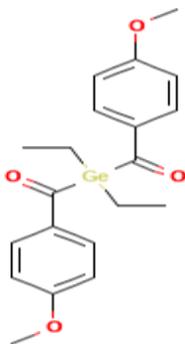


Figura 4. Estructura química de Ivocerin.

(<https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/compound/Ivocerin#section=2D-Structure>)

Fotolimerización.

Es un proceso químico de la unión de dos o más monómeros para formar un polímero. El carbono es el constituyente básico. Así que la fotopolimerización es la estimulación con luz a una canforoquinona y esta estimulara a una amina terciara que produce energía para romper la doble ligadura de carbono y se inicie el proceso. De la cual sigue la propagación de la cadena polimérica. Cada unidad de monómero activado se convierte a su vez en una especie de radical libre que busca enlaces dobles de carbono. La reacción de polimerización continua y la longitud de la cadena del polímero continúa creciendo, lo que aumenta la viscosidad general de la resina. Esto retrasa la difusión de los radicales libres y agota el monómero que no ha reaccionado. La formación de macromoléculas a través del mecanismo de curado está asociado con la contracción del material orgánico que se polimeriza, la distancia intermolecular de un monómero y otro es de 0.3 a 0.4 nm. Cuando se une se forma un enlace covalente con un largo de 0.15 nm, ocurriendo una disminución intermolecular del 2%. La polimerización de las resinas compuestas comienza con la aplicación de la luz, pero continua mucho más tiempo después de haberla apagado. La polimerización de las resinas comienza con la aplicación de la luz, pero continúa mucho más tiempo después de haberla apagado, fase lumínica y fase oscura (14).

Fase lumínica.

Algunos autores, como Davidson y Feilzer citan como la fase lumínica pasa por tres fases.

- Fase pre-gel.

Al inicio de la polimerización, la resina esta en un estado plástico viscoso donde le es posible fluir. Significa que los monómeros pueden seguir moviéndose o deslizándose en una nueva posición sin la matriz resina.

- Punto gel.
Es definido como el punto donde la fluidez del material no puede mantenerse por la contracción del mismo.
- Fase postgel.
En esta fase, el material está en un estado de elasticidad rígido, sin embargo, el material continúa contrayéndose. En esta fase ocurre el estrés traccional.

Fase oscura.

Al final de la reacción queda un porcentaje de C=C que no se convirtió en cadenas de enlaces sencillos dentro del polímero resultante. El polímero sin reaccionar se denomina grado de conversión.

Esta fase ocurre después de la aplicación de una fuente de luz, donde esta mejorando el grado de conversión, continúa por lo menos 24 hrs después (14).

Lámparas de fotopolimerización.

La lámpara de fotopolimerizar o unidad de fotocurado es un instrumento utilizado por el odontólogo para poder fotocurar una resina compuesta.

También fue usada en el ámbito industrial en el campo de la polimerización de películas finas de resina para la impresión, metales y revestimientos plásticos y de pintura. La primera restauración estética colocada en un paciente fue en 1976 por el Dr. Mohammed Bassoiuny de la Escuela de Odontología de Turner, Manchester, en el Dr. John Yearn (4).

Luces de arco de plasma (PAC).

Esta unidad de fotocurado fue desarrollado a mediados de los 60's, el uso inicial de esta, era para la endoscopia y colonoscopia o para procedimientos

médicos mínimamente invasivos, para proporcionar radiación de banda ancha para su visualización (15). Estas unidades consta de dos varillas de tungsteno sujetas a una distancia específica, encerrados en una cámara de gas de alta presión, que tiene una ventana de zafiro sintético, por la cual se dirige la emisión de luz a una superficie reflectante parabólica (1,15). El funcionamiento de las unidades PAC , se desarrolla cuando se aplica un alto voltaje a través de los electrodos, se forma una chispa que produce una enorme cantidad de radiación electromagnética en un amplio rango espectral, des infrarrojos hasta UV de longitud corta; se forma una chispa, ioniza el gas y proporciona un camino conductor entre los electrodos; lo que parece ser una guía de cable de fibra óptica que transfiere luz desde la fuente de sobremesa al objetivo intraoral. Dentro de este cable hay un líquido especial que ayuda a reducir aún más la luz infrarroja, UV y visible no deseada (1).

El gas utilizado originalmente en las PAC dental luces en Europa contenían argón (15). La emisión de estas luces solo se generará durante la fase de chispa, que dura solo unos segundos; de lo contrario se generara un daño permanente en la bombilla (1). La salida típica de esta unidad estaba cerca de los 2000mW/cm^2 , de banda ancha, que oscila entre 380 a 500nm, con un pico natural de 460nm (15). Muchos médicos tomaron estos valores de corta duración como una mejora en los tiempos comparada con las unidades QTH. Durante el mismo periodo que se introdujeron las unidades PAC, el blanqueamiento dental intraoral vital se convirtió en un éxito. Los fabricantes comenzaron a usar fotoiniciadores alternativos que eran menos cromogénicos y podían producir compuestos de alto valor de color, igualando al de los dientes recién blanqueados (1).

Debido a que los fotoiniciadores alternativos requerían una onda más corta el fabricante de la unidad Apollo 95e (figura 5) introdujo al mercado una mejora, que consistía en unas puntas intercambiables para el uso de resinas que

oscilan entre 430 y 460nm para resinas compuestas y otra de 400 a 500nm para el blanqueamiento (1).



Figura 5. Lámpara de arco de plasma.

(<https://www.medicaexpo.es/prod/quicklase-quickwhite/product-73774-656622.html>)

Laser de ion de argón.

Al igual que las luces PAC, se introdujeron por primera vez en Europa; se introdujeron en los Estados Unidos con el fin de mejorar el blanqueamiento de los dientes vitales, debido a que el gobierno no permitía su uso por parte de nadie más que un dentista, le encontraron uso para el curado de las resinas dentales (1). Estas unidades eran grandes, pesadas y caras; las primeras unidades podían alimentar varios consultorios o unidades, se hacía con una red de cables largos de fibra óptica. Sin embargo, la naturaleza divergente de esa radiación, otros modelos fueron desarrollados en un intento de hacer un haz bastante colimado de energía coherente, cuyo objetivo no estaba relacionado con la distancia punta diente (figura 6) (15). La imposibilidad de reemplazar la fuente por parte del personal de la oficina, y las temperaturas elevadas resultantes del dispositivo, provocaron a que el sistema quedara obsoleto (15).



Figura 6. Laser de ion de argón. (https://www.researchgate.net/figure/Argon-ion-dental-light-curing-laser_fig26_319309779)

Lámpara de halógeno.

La fuente de luz no fue desarrollada para este propósito, fueron hechas para la iluminación del cuerpo del avión (1), los ingenieros de General Electric las hicieron para el uso en los aviones, ya que son pequeñas, brillantes y duraderas. Sin embargo la luz de halógeno se convirtió en el pilar de la fotopolimerización dental, estas unidades consistían en una bombilla con un filamento de tungsteno y un filtro de cuarzo (QTH) lleno de gas de halógeno. En la década de los 90's recibió muchos cambios por conveniencia y eficacia. La bombilla pasó de 35W a 100W para unidades portátiles; hasta 340W para modelos de sobremesa con valores de salida en rango de 400 a 500 mW/cm² hasta un extremo de 3000mW/cm², como The Swiss Master Light o Electro Medical System (15).

Contaban con un ventilador de refrigeración muy ruidoso, eran alimentadas por la red eléctrica y entregaban una potencia radiante e irradiante relativamente bajas, lo cual requería una exposición de 30 a 60 seg de exposición para polimerizar un incremento de 1 a 2 mm (1).

- Unidad portátil. La forma de esta unidad era la de una pistola (la mayoría de las veces), con un mecanismo de activación de disparo, con la selección de exposición elegida por el usuario.

- Unidad de mesa. Esta unidad contenía una bombilla de mayor potencia y dirigían la luz al diente a través de un cable de fibra óptica largo y flexible (1).

Una característica de las unidades portátiles QTH, fue la incorporación de las puntas guías de luz de fibra óptica extraíbles (figura 7), duras y no flexibles. Las guías eran de diferentes diámetros y curvaturas; podían insertarse y rotarse cinemáticamente dentro del puerto receptor, lo cual proporciona una amplia variedad de patrones de cobertura de área y capacidades mejoradas para poder llegar a las diferentes zonas clínicas (1,15).



Figura 7. Lámpara de halógeno y diferentes puntas guías de luz.

(Rueggerberg y col 2017)

Luces QTH de alta intensidad.

Para aumentar la potencia se desarrollo una “punta turbo”(figura 8), este dispositivo era un haz de fibra de vidrio rígido, el cual tenía las puntas individuales estiradas, de modo de que el diámetro del haz era mas pequeño en el extremo emisor distal en comparación del extremo receptor. Al hacer esta modificación, la misma cantidad de energía estaba presente en ambos extremos, lo que dio como resultado de la intensidad aproximadamente 1,6 veces (15).

También se les incorporo un modo de refuerzo, esta combinación fue el mejor esfuerzo que las lámparas de QTH pudieron hacer para competir en el mercado. Una preocupación de los odontólogos fue la gran cantidad de calor que generaba y la excitación de los fotoiniciadores, ya que podía generar una contracción y tensión interna mas rápida de la resina compuesta, lo que podía ocasionar microfiltraciones, irritabilidad pulpar y daño del tejido periodontal o en pocas palabras iatrogenias dentales. Para evitar estos problemas se les incorporo el modo de arranque suave, donde el haz de luz era de un comienzo de intensidad baja(15).



Figura 8. Punta turbo de las unidades QTH (Rueggerberg y col 2017)

Lámparas led.

Los diodos de emisores de luz (LED) son parte de nuestra vida diaria, se aplican en fuentes de luz modernas para la iluminación de las habitaciones, faros y tableros de los automóviles, semáforos y pantallas planas de tv de ultima generación, también como LED laser en quipos de almacenamientos de dato/video de CD y DVD de rayos azules, los LED son pequeños y eficientes energéticamente (16).

Las unidades de fotocurado o lámparas de fotocurado basadas en tecnología LED son relativamente pequeñas y pueden funcionar con baterías de hidruro de níquel (NIMH) de alto rendimiento o de iones de litio (Li-ion). Los LED son dispositivos fotónicos basados en semiconductores, en donde los fotones

juegan un gran papel fundamental. Los LED convierten la energía eléctrica en radiación óptica (16).

En 1962, Holonyak y Bevacqua informaron sobre la emisión de luz visible coherente de las uniones de GaAsP. Este evento puede considerarse como el nacimiento de los LED, el primer LED GaAsP de luz visible emitía luz roja y tenía una eficacia luminosa de 1.5 lúmenes por vatio de consumo de energía eléctrica (16).

A principio de los 90's la lámpara de fotocurado QTH eran el estándar en las consultas y clínicas dentales. Para las lámparas de fotocurado LED, debía de cumplir al menos dos requisitos:

- Disponibilidad de led azules con la longitud de onda adecuada.
- Tener la suficiente potencia para poder curar los materiales dentales (16).

En 1994 cuando Nakamura the Nichia Corporation desarrolló el LED de GaN de alto brillo, a partir de ese momento comenzó el desarrollo y la exploración científica de la fotopolimerización LED de los biomateriales dentales.

Los LED tienen una serie de ventajas intrínsecas que los hacen ideales para la fotopolimerización, el ancho de línea espectral típica de la luz LED es de 5 a 20nm, por esta razón la longitud de onda del LED se elige en este rango, el resultado es una fotopolimerización efectiva y rápida (16).

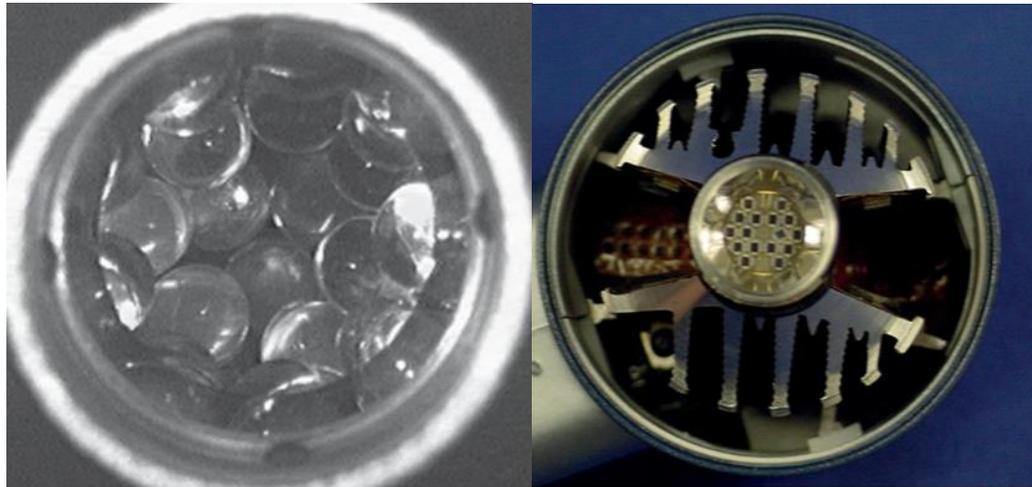
Para biomateriales dentales que contienen más de un fotoiniciador con diferentes espectros de absorción de luz, se pueden emplear unidades de curado LED que emiten múltiples longitudes de onda. Hay dos ventajas que las lámparas LED, una es que las unidades de QTH no pueden competir con el espectro de emisión de una lámpara LED, ya que las QTH están en un rango de luz visible muy amplio, del cual, mucho es inútil para la fotopolimerización y se disipa en forma de calor; además estas lámparas requieren de un filtro de banda azul para bloquear los infrarrojos, los filtros se deterioran con el tiempo debido al calor sustancial.

La segunda gran ventaja de los LED es su eficiencia. La eficiencia cuántica externa, se define como el número de fotones emitidos externamente divididos por el número de portadores de carga que pasan por la unión p-n (16).

Lámparas de primera generación.

Las primeras lámparas de curado LED azules fueron modelos prototipos para probar el concepto de que podían generar luz en la longitud de onda correcta y proporcionar la cantidad de fotones necesarios para dar inicio de la fotopolimerización de los materiales a base de resina. La mayoría de estas unidades incorporan algún tipo de tecnología de disipación de calor para alejarlo de los chips LED. Algunos modelos de las lámparas de curado LED tenían forma de lápiz que usaban carcasas metálicas para poder disipar el calor, también le aportaba soporte estructural. La primera generación producía un rendimiento relativamente bajo en comparación con las lámparas de curado QTH (15).

La primera generación de lámparas Led en el mercado apareció en el 2000, como LuxOMax, era relativamente de baja potencia comparada con las QTH. Fueron mejorando rápidamente con el desarrollo de semiconductores, en 2001 la Elipar TM FreeLight con 19 LED (figura 9) discretos estuvo disponible, con una irradiancia de 400 mW/cm^2 , el fabricante afirmó que nivel de salida era equivalente a una QTH convencional de 800 mW/cm^2 (16).



a

b

Figura 9. a: Emisores led tipo lata individuales muy juntos en una serie de lámparas LED. b: chips de área de huella pequeña utilizados en versiones posteriores de unidades de fotopolimerización dental. (Rueggerberg y col 2017)

Lámparas de segunda generación.

A la segunda generación se le considera un cambio de dispositivos que empleaban varios LED discretos a aquellas que solo contenían LED individuales más potente (16). Con la disponibilidad de LED de área de alto emisión y chips pequeños que se habían desarrollado por la industria de la iluminación. Estaban compuestos por 4 superficies emisoras (figura 10) en formas de barra, con un total de 16 áreas de emisión. La incorporación de estos chips aumento en gran medida la salida de radiación, lo cual permitió que los LED azules fueran capaz de lograr un fotocurado efectivo en menor tiempo.

Esta hazaña se logro gracias a la mayor densidad de fotones emitida por estos chips dentro de la región CQ absorbida mas que la lámpara de fotopolimerización QTH. Estos chips consumen 10 y 15 vatios, lo que aumenta

aún más los valores de irradiancia y permite valores de exposición más bajos para lograr un fotocurado óptimo (1,15).

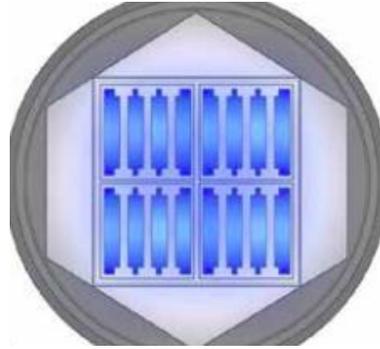


Figura 10. LED's organizados en chips en lámpara de segunda generación.
(Melendez D. y col 2021)

Lámparas de tercera generación.

Con el aumento del uso de fotoiniciadores alternativos para producir restauraciones de mayor valor de color, así como para proporcionar iniciadores altamente reactivos para ayudar a aumentar la profundidad de curado, como para productos de curado en bloque, la necesidad de proporcionar energía radiante para activar TPO e Ivocerin, impulso a los fabricantes a incorporar más de un color en los chips LED. Una solución fue utilizar un potente LED de luz azul, colocado en el centro y rodeado por 4 LED violetas (1).

Un método diferente de incorporar múltiples chips en una matriz, donde dos LED son azules y un LED violeta era la lámpara de Ivoclar Bluephase 20i, que tiene una irradiancia máxima de $2200\text{mW}/\text{cm}^2$. La Bluephase 20i tiene una forma de pistola, con una guía de luz de fibra de vidrio fusionada y un ventilador para su refrigeración, los tres chips o LED's de diferentes colores; dos azules, uno de ellos cerca de 460nm y otro de 445nm y uno violeta que se acerca a los 400nm (16).

Ultradent busco mejorar esto aún más esta tendencia introduciendo al mercado su lámpara VALO en el 2011, usando 4 emisores de azules en una configuración cuadrada; donde hay dos emisores azules de 439nm, colocados diagonalmente opuestos entre si y otros dos emisores opuestos diagonalmente también, uno de onda más corta de color violeta de 405nm y otro de onda larga color azul de 460nm. El aspecto de esta unidad de fotocurado es una caja de metal maquinada en aluminio sólido en lugar de tener un ventilador; también elimina la perdida de luz de una guía de luz el tener emisores en la punta de fotocurado. Esta unidad tiene una irradiación máxima de 3200mW/cm^2 (16).



Figura 11. Punta de Unidad LED Monowave (Fuente propia)

ScanWave, utiliza 4 emisores como VALO y Bluephase 20i, sin embargo, los 4 emisores tienen diferentes longitudes de onda y se pueden conectar en secuencia, la irradiación máxima de esta unidad es de 2200 mW/cm^2 . Las sofisticadas opciones de programación ayudan a optimizar el curado y minimizar la generación de calor dentro del objetivo (16). Con el desarrollo de esta tecnología hubo avances en la tecnología de las baterías, por lo cual la mayoría de las lámparas usan baterías de iones de litio, ya que son estables, duraderas y de uso prolongado brindan un rendimiento confiable durante un tiempo prolongado (1).



Figura 12. Punta de Unidad LED Poliwave (Fuente propia)

Irradiación de la lámpara de fotocurado.

La irradiancia es un término que puede usarse legítimamente para la salida de luz de una fuente y también para la entrada de luz en un área de superficie definida, por lo tanto, hay dos condiciones posibles. El flujo puede llegar desde cualquier dirección por encima de la superficie, como lo indican los rayos (figura 13) (12).

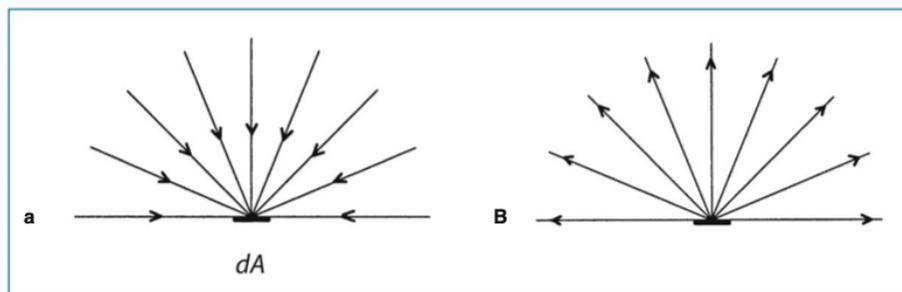


Figura 13. a incidencia radiante, b salida radiante. (Dental Hard Tissues and Bonding.)

Debido que la irradiancia es equivalente a la potencia (o energía/tiempo) por unidad de área, entonces la integral de irradiancia y tiempo es equivalente a la energía total por unidad de área. En los en que la irradiancia es constante durante un intervalo de tiempo, el producto de la irradiancia y el tiempo da el valor de la energía total integral. Este parámetro se utiliza cuando a menudo se investiga la dependencia de la fotopolimerización de las condiciones de irradiación(12)

Los métodos comunes que se usan para describir y medir la irradiación de las lámparas de fotocurado son imprecisos e inapropiados. Por lo cual, generalmente se establece como un valor único de irradiación, lo que lleva a creer que todas las partes del haz de luz en el extremo de la punta entregará cerca de este valor (17). Sin embargo, esto rara vez ocurre y la presencia de falta de homogeneidad en el haz de luz puede afectar negativamente la polimerización. Hace más de 10 años que se comprende la necesidad de informar la uniformidad del haz de los láseres médicos (12). El valor de la irradiancia, expresado en mili vatios por centímetro cuadrado (mW/cm²), se obtiene a partir de la potencia radiante total, emitida por la LCU sobre una superficie de dimensiones conocidas (19). La mayoría de las investigaciones dentales se llevan a cabo en condiciones ideales, con luz de polimerización fijada directamente sobre la muestra. Esto no ocurre clínicamente, ya que la distancia de la punta de la lámpara no se fija o se coloca frente al material con la distancia adecuada, ya que existen cúspides o la presencia de bandas matrices, o cuando el operador no esta mirando lo que esta haciendo (12).

Por tal motivo las resinas fotoactivadas no solo deben de recibir suficiente energía, si no que también deben de recibir esta energía dentro del rango de longitud de onda apropiada para que se produzca un número suficiente de radicales libres para la polimerización (12).

Cuando se producen suficientes radicales libres, la polimerización inadecuada ocurre y esto afectará adversamente las propiedades de las resinas. Clínicamente la polimerización inadecuada puede estar asociada con complicaciones tales como mayor decoloración, aumento de defectos marginales, disminución de la dureza, disminución de la flexión y a la fractura, disminución al modulo elástico dinámico, al desgaste abrasivo, fuerza de adhesión y la biocompatibilidad, a menudo suele todo esto suele notarse en la disminución del volumen (12).

El diseño óptico y la habilidad del operador para colocar de manera efectiva la unidad de fotopolimerización directamente sobre la restauración son factores que afectan la irradiación que recibe la restauración (20). La norma ISO 10650 actual para probar lámparas de polimerización requiere que la salida de luz se mida en tres amplios rangos espectrales, por debajo de 385nm, entre 400 y 515nm; y por encima de 515nm (20).

Tanto las restauraciones directas como las indirectas a base de resina dependen de la foto activación exitosa de los fotoiniciadores, el fotocurado inadecuado de los materiales conduce a grados más bajos de conversión, dado que esto afectara directamente a las propiedades mecánicas inferiores de la resina y una menor fuerza de adhesión al diente, el éxito de la restauración final puede verse comprometido. Por lo tanto, las lámparas de fotocurado deben tener suficiente exposición radiante al material a base de resina, la potencia radiante puede verse afectada negativamente por la degradación de los componentes de la lámpara (21).

Otro problema, es el aumento de la distancia entre la punta de la lámpara y el diente o la superficie, afecta la irradiación, y esto que afectara la microdureza de la resina. En los resultados del estudio Barakah (22) quiso comprobar la distancia y el tiempo de exposición, demostrando que entre mas lejos este la

punta de la superficie irradiada, se encontrara una deficiente polimerización, lo cual afecta la microdureza de la resina, y en cuanto al tiempo de exposición logro demostrar que a una distancia de 4mm y aumentando el tiempo de exposición a 40 segundos, demostró que la resina llegaba a fotopolimerizar en un estado aceptable de microdureza (22).

Salida de luz.

La falta de conocimiento e información sobre las lámparas de fotocurado y las consecuencias de una fotopolimerización inadecuada, es posible que el dentista no use la lámpara de fotocurado correctamente y que compre un dispositivo económico en internet, pensando que todas las lámparas emiten una luz similar y que tendrán una eficacia equivalente. Un valor de irradiación alto superior a 1000 mW/cm^2 (irradiancia) son los dos factores principales en los que muchos médicos basan su decisión al comprar una lámpara de fotocurado nueva. Sin embargo, existen diferencias considerables en la salida de luz de casi todas las unidades de fotocurado actualmente disponibles en el mercado.

La mayoría de los fabricantes e investigadores no describen la salida de luz de sus lámparas de manera uniforme. Para garantizar que todas las partes describan la luz de las lámparas de fotocurado utilizando los mismos términos, los fabricantes, investigadores y médicos por igual deben utilizar el International System of Units (S.I.). si. Bien la norma ISO 10650 actual brinda mucha información, se basa en la suposición de que la salida de luz se distribuye homogéneamente en la punta de luz; pero no es el caso en muchas de las lámparas dentales.

En el estándar, la potencia radiante total se mide desde la unidad o lámpara y se divide por el área transversal óptica de la guía de luz/punta emisora de luz para producir un único valor promedio de salida radiante en mW/cm^2 (23).

Efecto de la distancia entre la punta y la superficie.

A medida que aumenta la distancia desde la punta de la luz, la irradiación recibida disminuye. El efecto de la distancia no es el mismo para todas las lámparas de fotocurado. Algunas lámparas de fotocurado emiten un haz de luz colimado y, para otras, el haz se propaga rápidamente. Por lo tanto, los fabricantes deben de informar la salida radiante o irradiancia de la luz, sino también la irradiancia entregada en una distancia de hasta 10mm(24).

Uniformidad de exposición radiante.

Se ha sugerido que cada incremento de 2mm de espesor de resina o composite debe recibir aproximadamente $16 \text{ J}/\text{cm}^2$ para fotocurarse adecuadamente. Un enfoque novedoso que utiliza los datos adquiridos del haz perfilado es multiplicar la irradiancia (mW/cm^2) por el tiempo de exposición (segundos). Clínicamente, si el perfil del haz consta de una pequeña región de alta irradiación en comparación con un diámetro más uniforme de 8 x 10mm de irradiación uniforme (figura 14), esto significa que la punta de luz debe colocarse con mucha precisión sobre el objetivo y la resina en los bordes puede recibir una cantidad insuficiente de luz (figura 15) (24).

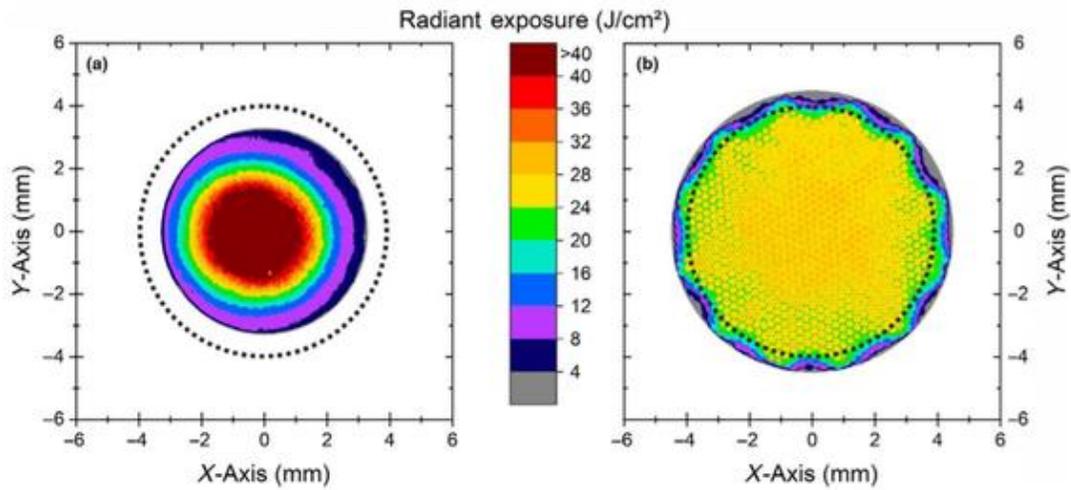


Figura 14. Exposición radiante (J/cm²) entregada por dos luces en 20 segundos. En ambas imágenes se dibujo un círculo de 8mm de diámetro. Se observa que el diámetro más pequeño de la punta y la exposición radiante desigual de la luz (a) en comparación con la luz (b) que emite mas de 24 J/cm² uniformemente a lo largo del círculo de 8mm de diámetro. (Price y cols 2020)

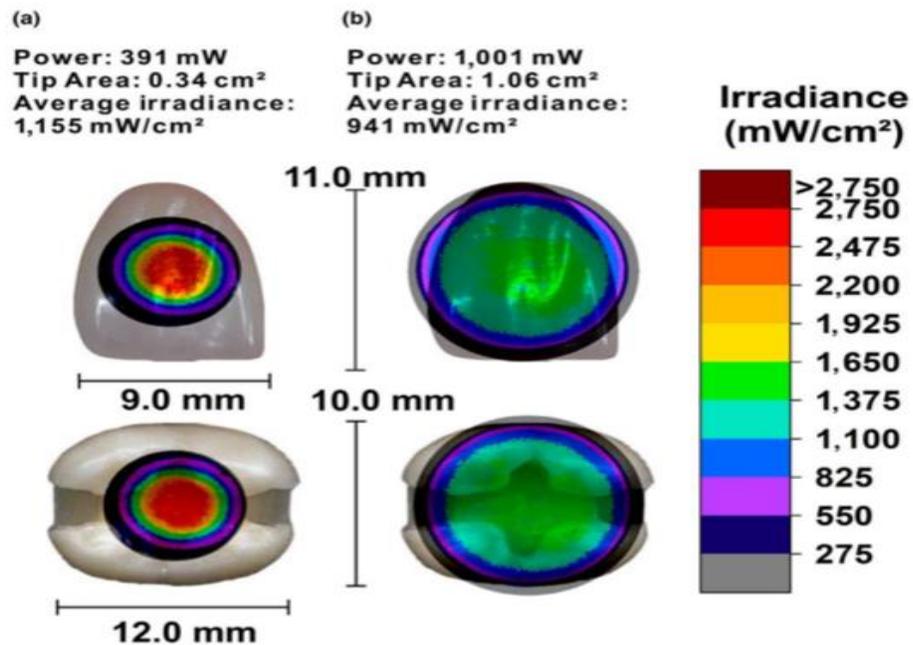


Figura 15. Perfil del haz de irradiación bidimensional de la punta de (a) y (b) lámparas de polimerización escaladas a 2750 mW/cm² y superpuestas sobre un incisivo central superior y un primer molar inferior. Ambas luces tienen la misma potencia de irradiancia, pero salida radiante y diámetros de puntas diferentes (Price y cols 2020)

Radiómetro.

El estándar ISO 10650 para medir la salida de las lámparas de fotocurado dental, utilizan un medidor de potencia de laboratorio para medir la salida de energía radiante; por el motivo de ser un equipo de laboratorio y pesado, los clínicos y algunos investigadores usan radiómetros (figura 16) para medir y monitorear la salida de sus lámparas. Dicho en forma sencilla, los radiómetros son pequeños y portátiles, económicos y son una herramienta sencilla para medir la salida radiante de las lámparas de fotocurado. Sin embargo, dichos dispositivos no pueden realizar mediciones precisas de manera confiable de la salida de luz, muchos creen que los radiómetros digitales son los más

exactos pero suelen estar en un margen de error de ± 20 . Dado que la irradiancia de una lámpara de fotocurado dental se define por el cociente de la potencia emitida y el área de la punta emisora, incluso las pequeñas diferencias en la punta.(21) A pesar de las limitaciones conocidas de los radiómetros dentales, pueden ser útiles para que los clínicos monitoreen cualquier cambio en la potencia que pueda ocurrir a lo larga del tiempo y así poder detectar una caída significativa en la potencia y enviarla a reparar o reemplazarla, minimizando los riesgos de la fotopolimerización.



Figura 16. Ejemplo de un radiómetro (https://www.amazon.com.mx/Dental-Curing-Medidor-Radi%C3%B3metro-Tester/dp/B01CBNQLUQ/ref=asc_df_B01CBNQLUQ/?tag=gledskshopmx-20&linkCode=df0&hvadid=547163550229&hvpos=&hvnetw=g&hvrnd=2077193638043326576&hvpone=&hvptwo=&hvqmt=&hvdev=c&hvdvcmdl=&hvlocint=&hvlocphy=1010043&hvtargid=pla-1638536716728&pssc=1).

Tamaño de la punta guía.

Las puntas guías están hechas por un gran número de fibras ópticas, lo cual conduce la luz de la lámpara de fotocurado, las guías de fibra óptica convencionales tienen un diámetro similar en el extremo de entrada y el de salida, pueden variar entre 9 a 11 mm (figura 17), lo cual implica que esta área no es la misma en el diámetro de la base de la punta, que el diámetro externo de la punta de fotopolimerización, a menudo los fabricantes o los trabajos de investigación no lo informan. Si el composite o resina queda fuera del diámetro de la punta activa, entonces la polimerización es menor (3,25).

El valor de la irradiancia es inversamente proporcional al área de la punta. Cambiar el diámetro de la punta de 10 a 7 mm reduce la mitad el área de la punta y duplica la irradiancia (26).

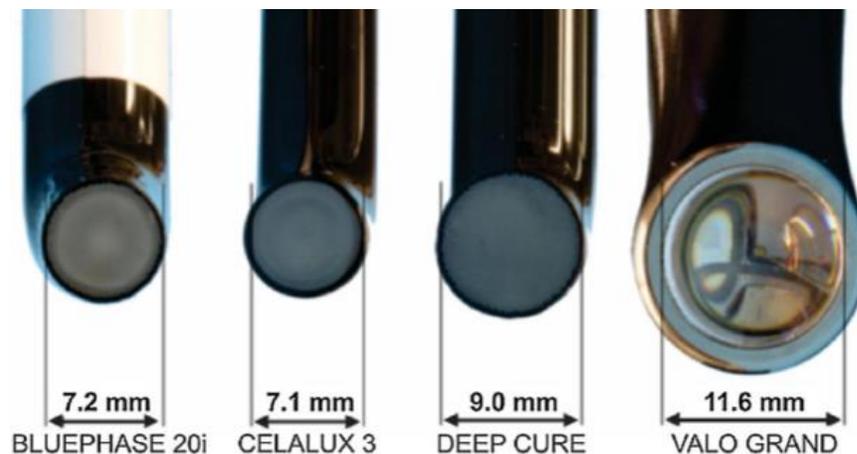


Figura 17. Ejemplo de los diferentes diámetros de las puntas de guías de las lámparas de fotocurado (Shinokawa y cols 2018)

El perfil del haz también muestra el diámetro activo de la punta desde donde se emite la luz. Este diámetro de la punta activa es importante porque cualquier composite o resina que no esté cubierto por la región activa de la de luz se polimerizará menos. Debido a que el diámetro óptico activo de muchas puntas

es más pequeño que una preparación MOD en un diente molar (figura 18), el resultado probable será que el adhesivo y la resina en la parte inferior de las cajas proximales se polimerizará inadecuadamente en una sola exposición, en su lugar se requieren de múltiples exposiciones desde diferentes lugares (24).

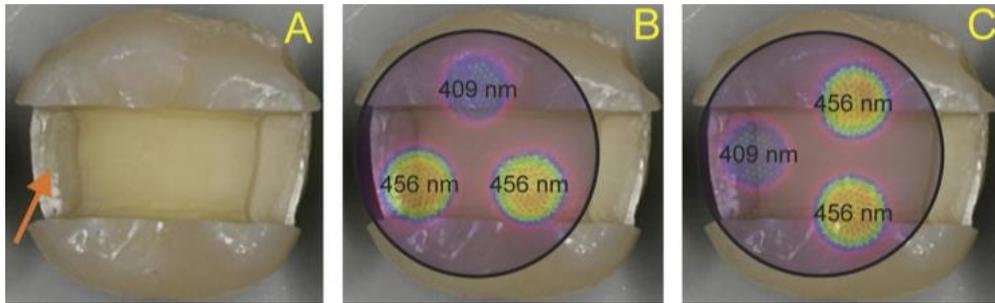


Figura 18. (A) Se muestra una cavidad MOD, En (B) esta región que recibiría una alta irradiancia a 456 nm y en (C) esta región recibiría una menor irradiancia a 409 nm (Michaud y cols 2014)

Profundidad del fotocurado.

Una característica principal de los composites de curado con luz visible (VLC) es la profundidad variable de curado, que surge de la atenuación de la transmisión de luz en estos materiales. Varias técnicas han estudiado la variación del curado con la profundidad en los materiales de obturación de composites. Se puede derivar varios parámetros para caracterizar la profundidad de curado; estos incluyen la profundidad a la que la dureza cae al 80% de su valor máximo y la profundidad a la que la dureza cae al valor medible más bajo. Una resina que no está totalmente polimerizada mostrará propiedades mecánicas reducidas, pero estabilidad del color y mayor susceptibilidad a las manchas (12).

Tanto la fuente de luz como el compuesto de resina juegan un papel importante para garantizar una polimerización adecuada. La composición y el tono del compuesto influyen en la polimerización, la intensidad de la luz y la longitud de

onda son factores que contribuyen. La salida de la intensidad de una lámpara de polimerización depende del estado de la bombilla o chips, voltaje de línea, los filtros, el diseño de la guía de luz y energía de la batería, la distancia de la punta con la superficie del compuesto de resina. Tomando en cuenta que el tiempo recomendado de exposición por los fabricantes difiere con los fabricantes de las resinas. una serie de estudios han demostrado que la intensidad de la luz se reduce a medida que aumenta la distancia para las lámparas de curado QTH y LED (27).

Procesos de reflexión, absorción y dispersión de superficie en los composites.

Los materiales de restauración estéticos deben coincidir con las propiedades ópticas de los tejidos dentales duros, especialmente en color y translucidez. El color de los composites el espectro de reflectancia (es decir, el reflejo de la luz) de los composites, que afectados considerablemente por el color de fondo y el espesor del compuesto. De acuerdo con la relación de Fresnel, para la luz que incide en un plano normal entre medios de índice de refracción n_1 y n_2 , la reflectancia (r) es:

$$r = \frac{(n_1 - n_2)^2}{(n_1 + n_2)^2}$$

Por lo tanto, un compuesto solo es translucido cuando hay coincidencia de índice de refracción entre la matriz de resina y el relleno. La teoría de la dispersión no esta bien desarrollada para resinas compuestas rellenas de partículas de vidrio de los rangos de tamaño de partículas apropiados, fracciones de volumen e incrementos del índice de refracción. Kubelka y Munk (K-M) propiedades ópticas expresadas matemáticamente, como la reflexión de la luz y la transmisión de materiales translucidos que dispersan la luz, en términos de funciones hiperbólicas simples de su espesor, dependientes de dos constantes ópticas tales como la absorción y coeficientes de dispersión en

cada longitud de onda en el espectro de luz visible. Debido a que la teoría K-M podría predecir con éxito los espectros de reflexión y el color de los materiales translucidos que dispersan la luz de diferentes espesores en varios fondos, varios científicos de materiales dentales y los clínicos han aplicado esta teoría a la evaluación de las propiedades ópticas, especialmente la reflexión de la luz, de los materiales restauradores estéticos dentales, sin embargo, pocos estudios de las propiedades ópticas, especialmente la transmisión de luz, de composites curados con luz visible sin curar según la teoría(12).

Ley de Beer-Lambert.

Con respecto a esta ley, la luz se atenúa al aumentar la sección transversal a la distancia de la superficie irradiada como resultado de la absorción y dispersión de la luz causada por los rellenos y otros aditivos, lo que conduce a una profundidad de curado limitada. Nos dice que la absorción de radiación a una longitud de onda determinada, va ser directamente proporcional a la concentración de la sustancia absorbente y a el espesor de muestra, a través de una constante de proporcionalidad de absortividad. Lo cual nos permite hallar la concentración de una especie química a partir de la medida de la intensidad de luz absorbida(12).

Consecuencias y efectos de una lámpara de fotocurado con una batería en malas condiciones.

Las unidades de fotocurado LED, suelen encontrarse en internet, debido a su bajo costo de producción para algunas compañías. En el estudio de Price y cols (28) se analizaron 6 lámparas del mercado, 3 eran de bajo costo y 3 de los fabricantes dentales principales. De las de bajo costo dos son de la marca Foshan Keyuan Medical Equipment Co. modelos KY L029A y KY L036A; y Woodpecker LED B. Las otras 3 son Elipar S10 y Paradigm de la marca 3M

ESPE y Bluephase G2 de Ivoclar Vivadent. Las emisiones se midieron utilizando un sistema de termopila de grado de laboratorio y la emisión espectral se capturo utilizando un sistema de espectrorradiometro (28). Se comprobó que los valores de potencia fueron bajos en las lámparas económicas, la punta óptica de las lámparas de los principales fabricantes siempre fue mayores que los fabricantes.

En la emisión espectral de las lámparas; cinco de las LCU eran muy similares: ELIPAR S10 con un pico de 455nm, Paradigm de 499nm, KY-L029A y KY L036A fue de 452nm, y Woodpecker LED B de 455nm. Como la Bluephase G2 es una polionda con picos de emisión dual a 411 y 455nm, la emisión de espectral azul para todas las luces estuvo entre 25 y 29 mw/nm. Los diámetros de las puntas guías de luz, son más pequeños comparadas con las lámparas de los principales fabricantes. Esto representa un problema, ya que en una prueba de fotocurado de un premolar, las tres lámparas económicas no cubrían con totalidad la superficie oclusal del diente, otro problema que genero, fue que el área efectiva de entrega de luz es más pequeña que el diámetro de la punta. En cuestión de la batería, 4 de las 6 lámparas de fotocurado, mostraron ser efectivas, ya que se comprobó que podían usarse más de 100 veces al día. La Elipar S10, Paradigm y Bluephase G2 proporcionaron una potencia radiante estable desde la primera exposición hasta el final. El rendimiento de la Woodpecker LED B, también cayo dentro de este rango aceptable (28).

Ergonomía.

El uso de una lámpara de fotocurado dental en las pruebas de laboratorio permite la fotopolimerizacion correcta de los composites, a diferencia, en el

uso clínico es otra la realidad, ya que el diseño de la punta guía nos puede ocasionar muchos problemas en la parte final (figura 19), por la angulación que llegan a presentar, también otro punto a considerar que los pacientes llegan a presentar problemas en la articulación temporomandibular y presenten problemas para la apertura de la boca, esto puede hacer que el operador aumente la distancia de curado, incline la punta de la luz. Si lo hace, esto reducirá la cantidad de energía suministrada y se vea afectada la polimerización final del composite. Esto significa que la orientación y el posicionamiento de la lámpara de fotocurado pueden tener un efecto dramático tanto en la radiación como en la longitud de onda recibida por diferentes lugares de la restauración.

También el uso de barreras de protección en las puntas afectará la reducción de la irradiancia emitida por la lámpara. Por tal motivo siempre se recomienda al operador usar sus medidas de protección ocular para poder ver lo que está realizando y donde coloca la punta de la lámpara de fotopolimerización (24,29).

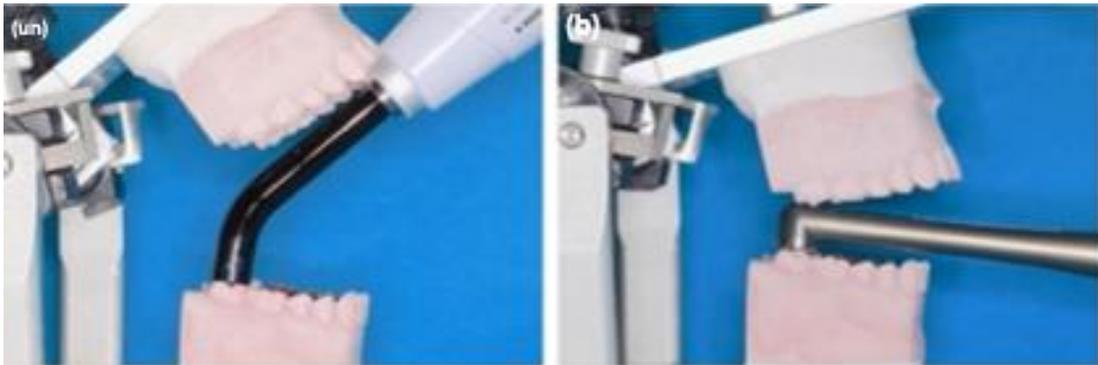


Figura 19. En la primera imagen en pruebas de laboratorio se muestra que la punta debe estar en contacto de la superficie oclusal del diente, en la imagen b se muestra otro de punta guía y el fácil acceso a la región posterior simulando una apertura máxima un paciente (Price y cols 2020)

Conclusiones.

1. Uno de los problemas que existe en el mercado, es el acceso a las lámparas de fotocurado económicas, ya que la mayoría de estas unidades no cumplen con las características necesarias, en algunas se desconoce la potencia de salida radiante. Los materiales o componentes del que están fabricados la mayoría de las lámparas son de muy baja calidad; lo cual nos ocasiona un problema en el uso clínico, como es la batería, ya que, al disminuir la batería, también disminuye su potencia radiante e irradiante.
2. Otro problema que se presenta con el uso de estas lámparas económicas, es el diámetro de la punta de salida, por lo regular tienen un diámetro menor comparada con la de los fabricantes principales, al ser más pequeño el diámetro no llegan a cubrir completamente la superficie de la cavidad del diente a restaurar.
3. Hay que tener en cuenta que siempre hay que contar con un radiometro para poder estar monitoreando la salida de la luz de las lámparas y fracasen nuestros tratamientos.
4. También se debe de conocer el material de restauración, en este caso la resina o composite y hasta los cementos a base de resina, estos materiales pueden contener diferentes fotoiniciadores, los cuales se activan a fotoactivan a diferentes rangos de luz.
5. Hay que conocer y manejar una técnica de incremento, todo fabricante tiene sus instrucciones e indicaciones de sus materiales de restauración, por lo regular todos manejan una técnica de incremento de 2mm, para poder controlar su contracción del material.

Lo que muchos autores recomiendan es tener siempre dos lámparas de fotocurado, por el motivo de que la mayoría de los clínicos prefiere las unidades inalámbricas, ya que se descargan pueden hacer el uso de la otra unidad, o por la diferencia de la angulación de la punta guía, ya que hay

algunas que presentan una mayor angulación, lo que hace imposible la introducción de la punta en la región posterior de la cavidad oral, o poder tener la punta paralela a la superficie de las caras de los dientes.

Referencias

1. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: A literature review. Vol. 31, Brazilian Oral Research. Sociedade Brasileira de Hematologia e Hemoterapia; 2017. p. 64–91.
2. Barcelo Santana Federico Humberto PCJM. Materiales dentales: conocimientos básicos aplicados. 3ra ed. Trillas, editor. México; 2008.
3. Hasanain FA, Nassar HM. Utilizing light cure units: A concise narrative review. Vol. 13, Polymers. MDPI AG; 2021.
4. Rueggeberg FA. State-of-the-art: Dental photocuring - A review. Vol. 27, Dental Materials. 2011. p. 39–52.
5. Hervás García A, Angel M, Lozano M, Cabanes Vila J, Escribano AB, Galve PF, et al. Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. 2006.
6. Dr. Carlos Carrillo Sanchez, Sta. A. Monserrat Monroy Pedraza. Materiales de resinas compuestas y su polimerización. Revista ADM. 2009;LXV.
7. Rodriguez •, Douglas G, Profesor R. Acta Odontológica Venezolana-VOLUMEN 46 N° 3 / 2008 P á g i n a | 1 CURRENT TRENDS AND EVOLUTION ON DENTAL COMPOSITES. Available from: www.actaodontologica.comFUENTE:www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion_tendencias_resinas_compuestas.asp
8. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. Dental Materials. 2017 Aug 1;33(8):880–94.
9. Maciel DDSA, Caires-Filho AB, Fernandez-Garcia M, Anauate-Netto C, Alonso RCB. Effect of Camphorquinone Concentration in Physical-Mechanical Properties of Experimental Flowable Resin Composites. BioMed Research International. 2018;2018.
10. Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J, Leloup G, et al. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. Dental Materials. 2011 Feb;27(2):157–64.
11. ALSheikh R. Color stability of lucirin-photo-activated resin composite after immersion in different staining solutions: A spectrophotometric study. Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry. 2019;11:297–311.
12. Eliades G, Watts · D C, Eliades · T. Dental Hard Tissues and Bonding.
13. Gutierrez-Leiva A, Pomacóndor-Hernández C. Comparación de la profundidad de polimerización de resinas compuestas bulk fill obtenida con dos unidades de fotoactivación LED: polywave versus monowave. Odontología Sanmarquina. 2020 May 6;23(2):131–8.

14. Estrada M, López Á, González E, Oviedo T. Dinámica de polimerización enfocada a reducir o prevenir el estrés de contracción de las resinas compuestas actuales. Revisión bibliográfica. 2017.
15. Rueggeberg FA. State-of-the-art: Dental photocuring - A review. Vol. 27, Dental Materials. 2011. p. 39–52.
16. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. Vol. 29, Dental Materials. 2013. p. 605–17.
17. Michaud PL, Price RBT, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B. Localised irradiance distribution found in dental light curing units. Journal of Dentistry. 2014 Feb;42(2):129–39.
18. Price RBT, Rueggeberg FA, Labrie D, Felix CM. Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2010 Apr;22(2):86–101.
19. Soares CJ, Rodrigues M de P, Oliveira LRS, Braga SSL, Barcelos LM, da Silva GR, et al. An evaluation of the light output from 22 contemporary light curing units. Brazilian Dental Journal. 2017 Aug 2;28(3):362–71.
20. Soares CJ, de Bragança GF, Pereira RA da S, Rodrigues M de P, Braga SSL, Oliveira LRS, et al. Irradiance and radiant exposures delivered by LED light-curing units used by a left and right-handed operator. Brazilian Dental Journal. 2018 May 1;29(3):282–9.
21. Shimokawa CAK, Harlow JE, Turbino ML, Price RB. Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights. Journal of Dentistry. 2016;54:48–55.
22. Barakah H. Effect of different curing times and distances on the microhardness of nanofilled resin-based composite restoration polymerized with high-intensity LED light curing units. Saudi Dental Journal. 2021 Dec 1;33(8):1035–41.
23. Price RB, Ferracane JL, Hickel R, Sullivan B. The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. International Dental Journal. 2020 Dec 1;70(6):407–17.
24. Price RB, Ferracane JL, Hickel R, Sullivan B. The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. International Dental Journal. 2020 Dec 1;70(6):407–17.
25. Melendez D, Delgado L, Tay L. LA CIENCIA DETRÁS DE LAS LÁMPARAS DE POLIMERIZACIÓN LED. THE SCIENCE BEHIND LED LIGHT CURING UNITS. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA [Internet]. Available from: www.rodyb.com/
26. André CB, Nima G, Sebold M, Giannini M, Price RB. Stability of the light output, oral cavity tip accessibility in posterior region and emission spectrum of light-curing units. Operative Dentistry. 2018 Jul 1;43(4):398–407.
27. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. Dental Materials. 2006 Nov;22(11):988–94.

28. AlShaafi MM, Harlow JE, Price HL, Rueggeberg FA, Labrie D, AlQahtani MQ, et al. Emission characteristics and effect of battery drain in “budget” curing lights. *Operative Dentistry*. 2016 Jul 1;41(4):397–408.
29. Michaud PL, Price RBT, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B. Localised irradiance distribution found in dental light curing units. *Journal of Dentistry*. 2014 Feb;42(2):129–39.