



REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

LA CIENCIA DETRÁS DE LAS LÁMPARAS DE POLIMERIZACIÓN LED. THE SCIENCE BEHIND LED LIGHT CURING UNITS.

Melendez, D.¹, Delgado, L.², Tay L.³

1. Cirujano Dentista por la Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima-Perú. Residente de la Especialidad en Odontología Restauradora y Estética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima-Perú.
2. Cirujano Dentista por la Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima-Perú. Maestro en Clínica Integrada por la Universidade Estadual de Ponta Grossa, Paraná-Brasil. Docente del área de Odontología Restauradora y Estética de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima-Perú.
3. Cirujano Dentista por la Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima-Perú. Maestro en Clínica Integrada por la Universidade Estadual de Ponta Grossa, Paraná-Brasil. Doctor en Clínica Integrada por la Universidade Estadual de Ponta Grossa, Paraná-Brasil. Docente del área de Odontología Restauradora y Estética de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima-Perú.

Correspondencia: diego.melendez.m@upch.pe

Volumen 10.
Número 3.
Septiembre - Diciembre 2021

Recibido: 11 marzo 2021
Aceptado: 20 abril 2021

RESUMEN

Las lámparas de LED son utilizadas para la mayoría de procedimientos restauradores que involucran materiales resinosos. Éstas inducen las reacciones fotoquímicas en las resinas mediante la emisión de luz en una longitud de onda específica, la cual es absorbida por fotoiniciadores dando comienzo a la formación de cadenas poliméricas. Sin embargo, el desconocimiento de la amplia variedad de equipos y materiales restauradores disponibles en el mercado, así como sus diversas propiedades, podrían generar una polimerización inadecuada. El objetivo de este artículo de revisión es dar a conocer las diferentes características de las lámparas de polimerización LED actuales basados en una revisión de artículos científicos indexados en revistas internacionales. Se resalta la evolución tecnológica de las lámparas LED y características clínicas relevantes como uniformidad del haz de luz, guías de luz, transmisión de luz y sus efectos deletéreos.

Palabras clave: Luces de Curación Dental LED, Polimerización, Resinas Dentales, Fotoiniciadores Dentales.

ABSTRACT

LED light curing units are used in most of the restorative procedures that involve resin-based materials. They induce photochemical reactions in composite resins by light emission of a specific wavelength, which is absorbed by photoinitiators starting the formation of polymeric chains. However, the lack of knowledge about the wide variety of restorative equipment and materials commercially available, as well as their diverse properties, could lead to an inadequate polymerization. The objective of this work is to overview the different features of the current LED light curing units based on a review of indexed scientific articles from international journals. The technological evolution of LED light curing units and relevant clinical characteristics such as light beam uniformity, light guides, light transmission and deleterious effects are highlighted.

Keywords: LED Dental Curing Lights, Polymerization, Dental Resins, Dental Photoinitiators.



INTRODUCCIÓN

La polimerización de materiales resinosos se lleva a cabo por lámparas de luz azul, siendo las lámparas LED (de su acrónimo en inglés Light Emitting Diode) el estándar de oro de fotopolimerización en odontología (Jandt, Mills, 2013). Estas funcionan como semiconductores, es decir, convierten la energía eléctrica en luz visible, fenómeno conocido como electroluminiscencia (Sze, Ng, 2007). Las partículas de luz, denominadas fotones, juegan un rol clave en la polimerización. Al ser emitidos, estos fotones viajan a la velocidad de la luz y en forma de ondas. La distancia entre las crestas de cada onda se denomina longitud de onda (λ) la cual determina el color de luz emitido (Figura 1) (Rueggeberg et al., 2017). Actualmente, los LEDs de Nitruro de Galio-Indio (InGaN) emiten luz azul cuya longitud de onda varía de 380-500 nm dependiendo de sus características intrínsecas.

Para que la reacción de polimerización se lleve a cabo, es necesario que el fotón sea absorbido por una molécula fotosensible, transformando su energía lumínica en energía de excitación electrónica. (Wardle, 2009). Al igual que la fotosíntesis, donde la clorofila capta la luz solar, las resinas compuestas actuales utilizan el mecanismo de polimerización por adición donde la molécula fotosensible, denominada fotoiniciador, absorbe la energía de la luz azul visible, transformándola en radicales libres o iones, capaces de inducir reacciones químicas (Gómez et al., 2012). Hoy en día, la alcanforquinona forma parte del sistema fotoiniciador más utilizado. Cuando esta absorbe un fotón, entra en estado de excitación e interactúa con un co-iniciador de amina terciaria, la cual le dona un electrón. Es así como la amina terciaria excitada funciona como radical libre y es la que inicia la reacción con los monómeros (Reacción de Norrish tipo 2, donde el fotoiniciador reacciona con un molécula intermediaria, denominada co-iniciador) (Figura 2). Sin embargo, se utilizan también fotoiniciadores

que no requieren de una molécula intermediaria para crear radicales libres, por ejemplo: Ivocerina (Reacción de Norrish Tipo 1) (Ito, 2018). Cada tipo de fotoiniciador es activado por luz con una longitud de onda específica (espectro de absorción), por lo tanto, es fundamental conocer la longitud de onda emitida por una lámpara y si coincide con el espectro de absorción de los fotoiniciadores presentes en las resinas (Tabla 1).

Otro factor importante en la polimerización es la cantidad de energía producida (Price et al., 2004). Usualmente, los fabricantes se refieren a esta como intensidad; sin embargo, el término radiométrico apropiado según el Sistema Internacional de Unidades es salida radiante o emitancia radiante (mW/cm^2), que expresa el flujo de energía emitido por una superficie como la punta de una lámpara (Tabla 2). Para una adecuada fotopolimerización, se necesita aproximadamente $16.000 \text{ mJoules}/cm^2$ ($16 \text{ J}/cm^2$) para una capa de resina de 2 mm de espesor, lo cual se puede lograr con exposición de 20 segundos a $800 \text{ mW}/cm^2$, o una exposición de unos 13 segundos con una lámpara de $1200 \text{ mW}/cm^2$ (Anusavice et al., 2013). No obstante, los valores de emitancia radiante mencionados por el fabricante difieren de la energía incidente en la superficie de una restauración, la cual se denomina como irradiancia (mW/cm^2). Esto es debido a que la distancia entre la lámpara y la restauración disminuye la cantidad de luz recibida la cual varía entre 25% y 75% según la marca comercial (Price et al., 2011, Konerding et al., 2016).

Idealmente, la punta de la lámpara debería estar en íntimo contacto con la restauración utilizando la emitancia radiante y el tiempo de exposición recomendados por el fabricante. Sin embargo, existen situaciones clínicas como cavidades Clase I y II donde la pared pulpar o gingival presentan una profundidad considerable, para lo cual es recomendable aumentar el tiempo de exposición a 40-60 segundos si se utilizan lámparas con una emitancia radiante de $600 \text{ mW}/cm^2$ (Xu et al., 2006).

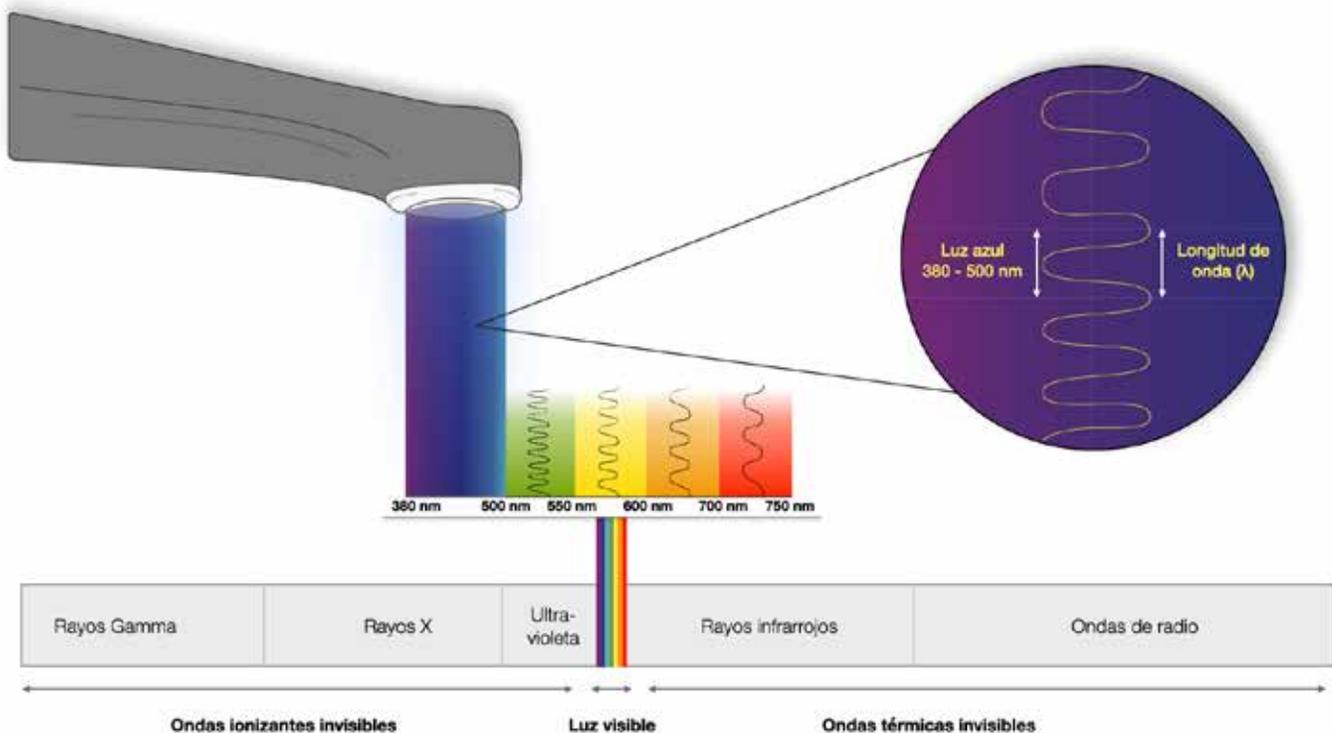


FIGURA 1. Espectro electromagnético de la luz visible y longitud de onda creada por el fotón.

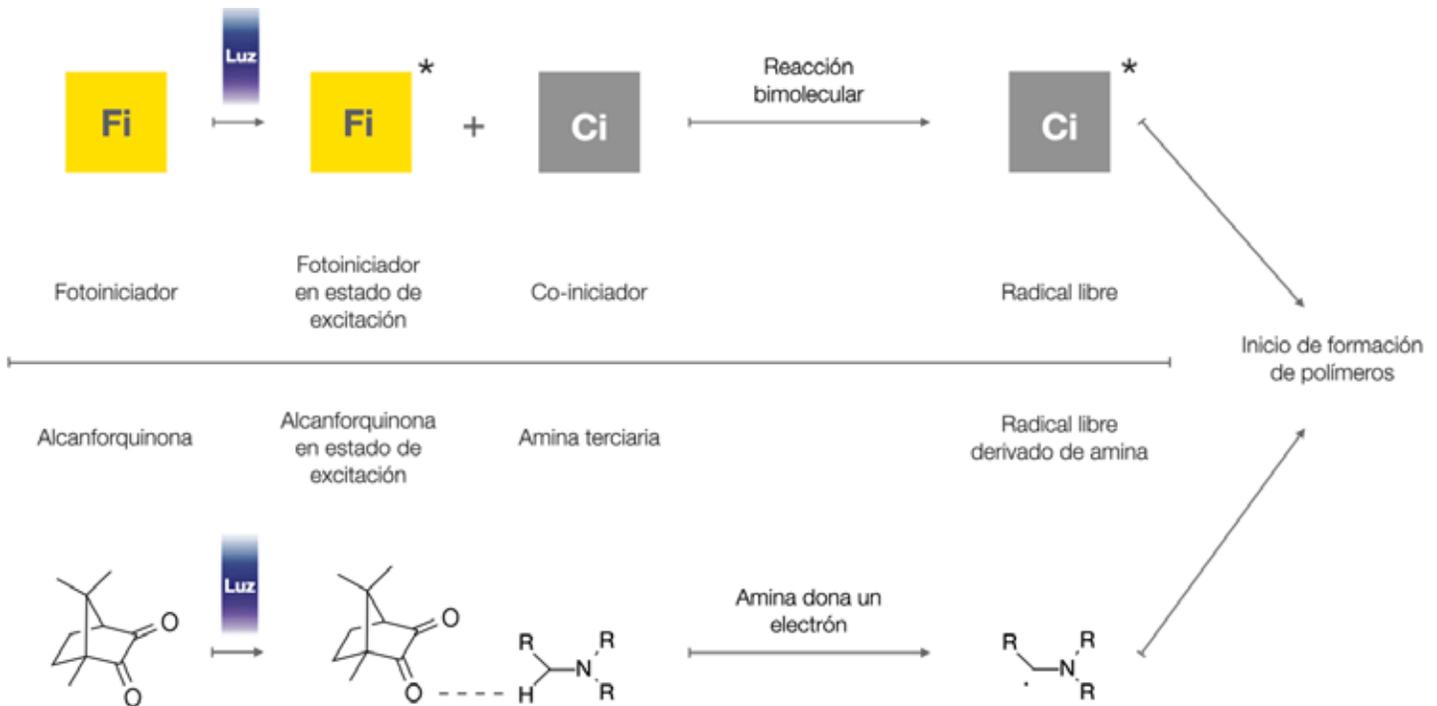
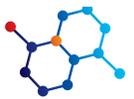


FIGURA 2. Reacción de Norrish Tipo 2, la alcanforquinona/amina terciaria (fotoiniciador/co-iniciador) reaccionan con la luz azul, produciendo radicales libres que inician la polimerización.

Clasificación	Fotoiniciadores	Marca comercial	Lámpara recomendada
Tipo 1 (Reacción de Norrish Tipo1)	Alcanforquinona/ Lucerina TPO	Tetric Evo Ceram, Tetric Ceram Bleach (Ivoclar-Vivadent), Vit-I-escence WO (Ultradent)	VALO (Ultradent) Ultra Lume LED 5 (Ultradent) Astralis 7 (Ivoclar Vivadent) G-Light (GC America)
	Lucerina TPO	Hyperfill (Parkell)	
	Ivocerina	Tetric N Ceram Bulk (Ivoclar Vivadent)	
	PPD	Point 4 XL1 (Kerr)	
	Alcanforquinona /+	AELITE LS Posterior (Bisco)	
Tipo 2 (Reacción de Norrish Tipo2)	Alcanforquinona/ amina terciaria	SpectrumTPH3, Esthet X (Dentsply Caulk), Charisma (Kulzer), Majesty Esthetics (Clearfil), Filtek Z250, Filtek 350 XT, Filtek Z350 XT WB, Filtek Z250 B0.5 (3M ESPE), Premise, Point 4 (Kerr), Gradia Direct (GC America), BEAUTIFIL-Bulk (Shofu)	VALO (Ultradent) Ultra Lume LED 2 (Ultradent) Ultra Lume LED 5 (Ultradent) BLUEPHASE G2 (Ivoclar Vivadent) Astralis 7 (Ivoclar Vivadent) G-Light (GC America) Elipar Freelight (3M ESPE) Elipar Deep Cure L (3M ESPE) Radii-cal (SDI)
	Alcanforquinona/ RAP	Palfique LX5, Estelite Sigma Quick, Estelite Omega, Estelite Posterior, Estelite Alpha (Tokuyama)	

TABLA 1. Fotoiniciadores contemporáneos según marca comercial de resina compuesta y lámpara de polimerización recomendada (Información tomada de ficha técnica).

Es así como la ciencia detrás de este tipo de lámparas pasa inadvertida por la mayoría de los odontólogos; lo cual repercute en su uso inadecuado, rendimiento y en el reconocimiento de sus ventajas y limitaciones. Por lo tanto, el objetivo de esta revisión de literatura es dar a conocer las diferentes características de las lámparas de fotopolimerización actuales.

I. GENERACIONES DE LÁMPARAS LED

La tecnología de los diodos de emisión de luz azul basados en Nitrato de Galio (GaN) fue una innovación desarrollada por Nakamura e introducida a la odontología a comienzos de la década

de 1990 (Rueggeberg, 2011), donde se comprobó la eficiencia de los LEDs azules para la polimerización de la alcanforquinona en materiales resinosos (Rueggeberg et al., 2017). Estos dispositivos presentaban ventajas como bajo peso, bajo requerimiento de energía, baja producción de calor, larga vida útil y brindaron mayor eficiencia en la polimerización comparados con las lámparas halógenas (Rueggeberg, 2011; Jandt, Mills, 2013).

I.1 PRIMERA GENERACIÓN (1999-2002)

Las primeras lámparas LED se crearon como prototipos conformados por conjuntos de diodos emisores de luz individuales de 5 mm (Mills, 1995). Sin embargo, la primera lámpara LED que salió al mercado fue LUXoMAX (Akeda Dental, Lystrup, Dinamarca) en



TÉRMINO	UNIDADES	SÍMBOLO	DEFINICIÓN
Potencia radiante o flujo radiante (flux)	Watt	W	Energía radiante por unidad de tiempo (Joules por segundo)
Salida radiante o emitancia radiante	Watt por centímetro cuadrado	W/cm ²	Potencia radiante (flux) emitida de una superficie; por ejemplo, la punta de una lámpara de polimerización. Valor promedio sobre el área.
Irradiancia (irradiancia incidente)	Watt por centímetro cuadrado	W/cm ²	Potencia radiante (flujo) incidente en una superficie de área conocida. Valor promedio sobre el área.
Energía radiante	Joule	J	Describe la energía de una fuente. (Watts por segundo).
Exposición radiante	Joule por centímetro cuadrado	J/cm ²	Describe la energía recibida por unidad de área. A veces es descrito incorrectamente como "densidad de energía".
Densidad de energía radiante	Joule por centímetro cúbico	J/cm ³	Es la densidad de energía volumétrica (cm ³).
Potencia radiante espectral	Mili-Watt por nanómetro	mW/nm	Potencia radiante a cada longitud de onda (nm) del espectro electromagnético.
Irradiancia espectral	Mili-Watt por centímetro cuadrado por nanómetro	mW/cm ² /nm	Irradiancia recibida a cada longitud de onda (nm) del espectro electromagnético.
Longitud de onda	Nanómetros	nm	Distancia entre crestas recorridas por un fotón (λ).

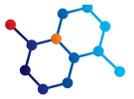
TABLA 2. Terminología radiométrica usada para describir la emisión de una fuente de luz.

el año 2000 usando 7 diodos individuales con una emitancia radiante de apenas 116 mW/cm² (Topcu et al., 2010), lo cual tuvo un impacto desfavorable en su rendimiento comparado con las lámparas halógenas (Mills et al., 2002). Asimismo, las lámparas de esta generación se caracterizaron por tener baja emitancia radiante (100–280 mW/cm²) y utilizaban una punta de fibra óptica turbo para poder llegar a estos valores. A pesar de eso, era necesario tiempos de exposición prolongados, de más de 60 segundos, para la polimerización de un incremento de 2 mm de resina (Pelissier et al., 2011). En el 2001, Elipar Freelight (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) se comercializó teniendo 19 diodos y una emitancia radiante de 400 mW/cm²; sin embargo, su utilización se vio asociada a restauraciones con deficientes propiedades mecánicas (Santos et al., 2004; Peris et al., 2011). Las lámparas llegaron a tener hasta 64 diodos (Figura 3a), pero gracias a los avances en la tecnología de semiconductores, los siguientes prototipos de lámparas LED demostraron una eficacia similar al de lámparas halógenas (Mills et al., 2002), dando paso a una nueva generación.

I. II SEGUNDA GENERACIÓN (2002)

La evolución de las lámparas de polimerización trajo como característica principal diodos LED de mayor potencia organizados en chips, a diferencia de los diodos individuales de la primera generación (Rueggeberg et al., 2005; Rueggeberg, 2011) (Figura

3b). Estos chips de 1W y, posteriormente, de 5W, 10W y 15W presentaban una mayor emitancia radiante que las lámparas halógenas y permitían organizar 4 áreas de iluminación cada una albergando 4 superficies emisoras de luz, lo cual fue posible debido al menor tamaño de los LEDs (Rueggeberg, 2011). Dentro de esta generación se encuentran lámparas como L.E. Demetron II (Kerr, Peterborough, RU), SmartLite PS (Dentsply, Konstanz, Alemania), Radii (SDI, Victoria, Australia), Elipar Freelight 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), entre otras. Esta última presentó una emitancia radiante de 1000 mW/cm², duplicando la emisión de los 19 diodos de su predecesora y brindando una polimerización eficiente (Attar, Korkmaz, 2007). Por esa razón, el tiempo de exposición recomendado disminuyó, volviendo a estas lámparas más comercializables (Uhl et al., 2004). Sin embargo, el aumento de temperatura gracias a la mayor densidad de fotones emitidos se convirtió en un factor crítico para la longevidad de las lámparas; consecuentemente, ventiladores internos o disipadores de calor metálicos fueron usados para contrarrestar el calor en estos equipos (Rueggeberg, 2011). A pesar de los avances logrados en cuanto a la emitancia radiante, las lámparas de primera y segunda generación fueron diseñadas para la polimerización de la alcanforquina, sin embargo, su espectro de emisión de luz no permitía la activación de resinas que presentaban fotoiniciadores activados por espectros de luz menores a 450 nm.



I.III TERCERA GENERACIÓN (2003)

La necesidad de realizar restauraciones con un valor más alto (colores claros) y mayor profundidad de curado, trajo consigo la incorporación de nuevos fotoiniciadores como PPD (1-fenilpropano-1,2-diona), Lucerina TPO (óxido de fosfina trimetilbenzoi-difenilo) y más adelante Ivocerina. Estos fotoiniciadores se activan con un espectro de luz mucho más amplio que el emitido por las lámparas de segunda generación; por lo tanto, se puede obtener los fotones necesarios en el espectro de 380 nm y 500 nm incorporando LEDs que emiten diferentes colores de luz (Figura 3c). De esta forma, se desarrolló la tercera generación de lámparas LED. En el 2003, la primera lámpara comercializada de esta generación fue la Ultralume 5 (Ultradent Products Inc., South Jordan, EUA) con 5 LEDs en total, uno de luz azul y cuatro de luz violeta. Asimismo, Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) presentó tres LEDs emisores de luz azul y un LED emisor de luz violeta, además de lograr aumentar la emitancia radiante a 2200 mW/cm². En el 2011, la lámpara Valo (Ultradent Products Inc., South Jordan, EUA) desarrolló una lámpara con cuatro LEDs emisores de luz con tres longitudes de onda diferentes: 2 emisores de luz azul a 439 nm, un emisor de luz violeta a 409 nm y un emisor de luz azul a 460 nm. Adicionalmente, logró aumentar la emitancia radiante a 3200 mW/cm².

Esta revolución tecnológica dotó a la tercera generación de lámparas LED con diversas características. Una de éstas es la posibilidad de modular la emitancia radiante, lo cual es recomendado cuando se necesita aumentar la radiación para disminuir el tiempo de exposición especialmente con pacientes pediátricos (Gonulol et al., 2016). Del mismo modo, se alcanzaron mejores propiedades mecánicas (Giorgi et al., 2012; Santini et al., 2012; Conte et al., 2017), así como mayor grado de conversión y tasa máxima de polimerización (Miletic, Santini, 2012; Santini et al., 2012; Cardoso et al., 2017) gracias a la posibilidad de poder combinar los fotoiniciadores lo que permite actualmente contar con materiales que se pueden polimerizar en incrementos de resina compuesta mayores a 2 mm.

II. UNIFORMIDAD DEL HAZ DE LUZ

La emitancia o salida radiante se conoce como el flujo de radia-

ción emitida de una superficie como el de la punta de una lámpara de polimerización (Price, 2017). Idealmente, debería ser uniforme a medida que viaja de la lámpara hasta el material restaurador; sin embargo, se ha demostrado su falta de homogeneidad (Price et al., 2014; Price et al., 2016; AlShaafi et al., 2016; Shimokawa et al., 2016). Actualmente, la caracterización de la emitancia radiante en una superficie plana se realiza con un analizador de perfil de haz láser, en donde se evalúa su distribución en 2 dimensiones con puntos de calor o “hot spots” de alta radiación y puntos fríos o “cold spots” donde los valores son bajos (Figura 4) (Michaud et al., 2014). Asimismo, la homogeneidad en un espacio tridimensional muestra la colimación y distribución de la radiación desde la punta de la lámpara y cómo esta se difumina en el espacio en forma de gorro de copa, también llamado “top-hat profile” (Jukes et al., 2019). La distribución del haz de luz repercute directamente en la polimerización de una resina compuesta, de tal forma que una distribución poco uniforme o con una forma cónica en lugar de cilíndrica generará menores valores de microdureza que coinciden con los denominados puntos de calor en el centro de una muestra de resina y con los puntos de frío encontrados en la periferia o a mayores profundidades (Figura 5) (Shimokawa et al., 2018). Asimismo, regiones localizadas de puntos de calor estimulan a que los monómeros reaccionen de manera más rápida generando áreas de mayor contracción de polimerización (Kostylev et al., 2016). De tal modo, la información brindada por los fabricantes no refleja el real comportamiento de una lámpara.

Esta distribución del haz de luz también es afectada por los diferentes colores que emiten los diodos incluidos en una lámpara de tercera generación (Shimokawa et al., 2018). Según la disposición de los diodos, podemos encontrar en la punta diferentes emitancias radiantes producidas por la luz violeta (~400–410 nm) y azul (~450–470 nm). Debemos considerar que la luz violeta es necesaria para materiales resinosos con fotoiniciadores alternativos como PPD (1-fenilpropano-1,2-diona), Lucerina TPO (óxido de fosfina trimetilbenzoi-difenilo) e Ivocerina, pero esta se atenúa más que la luz azul según la profundidad del material a polimerizar, es por eso que en cavidades profundas se recomienda aumentar el tiempo de exposición de luz, tratando de no elevar la temperatura de los tejidos expuestos (Mouhat et al., 2017).

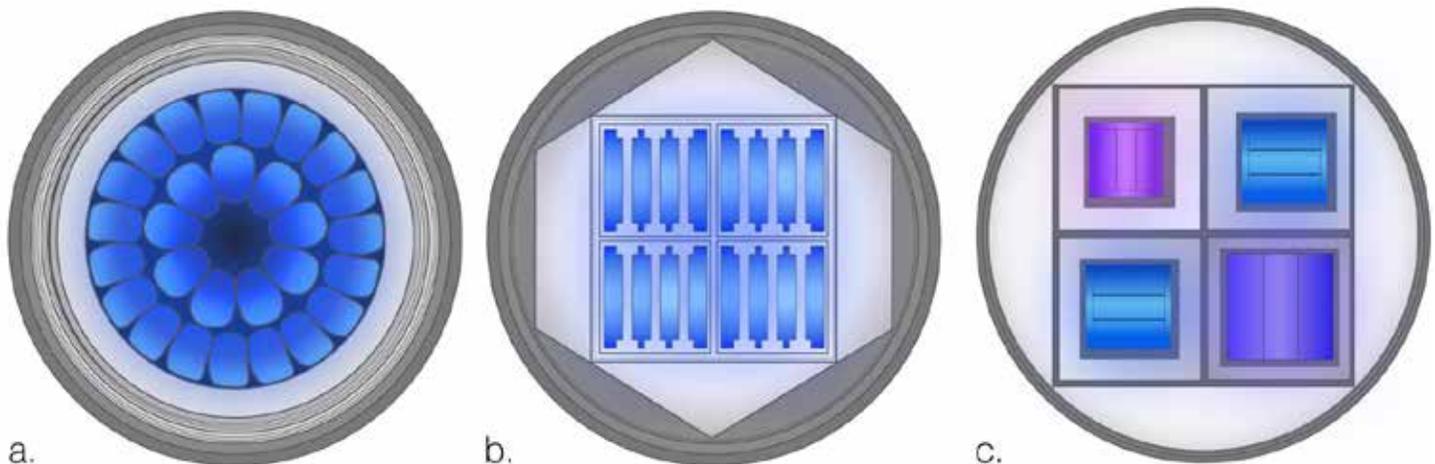


FIGURA 3. a. LEDs organizados en forma concéntrica en una lámpara de primera generación.
b. LEDs organizados en chips en una lámpara de segunda generación.
c. Combinación de 4 tipos de LEDs emitiendo luz en diferentes longitudes de onda en una lámpara de tercera generación.

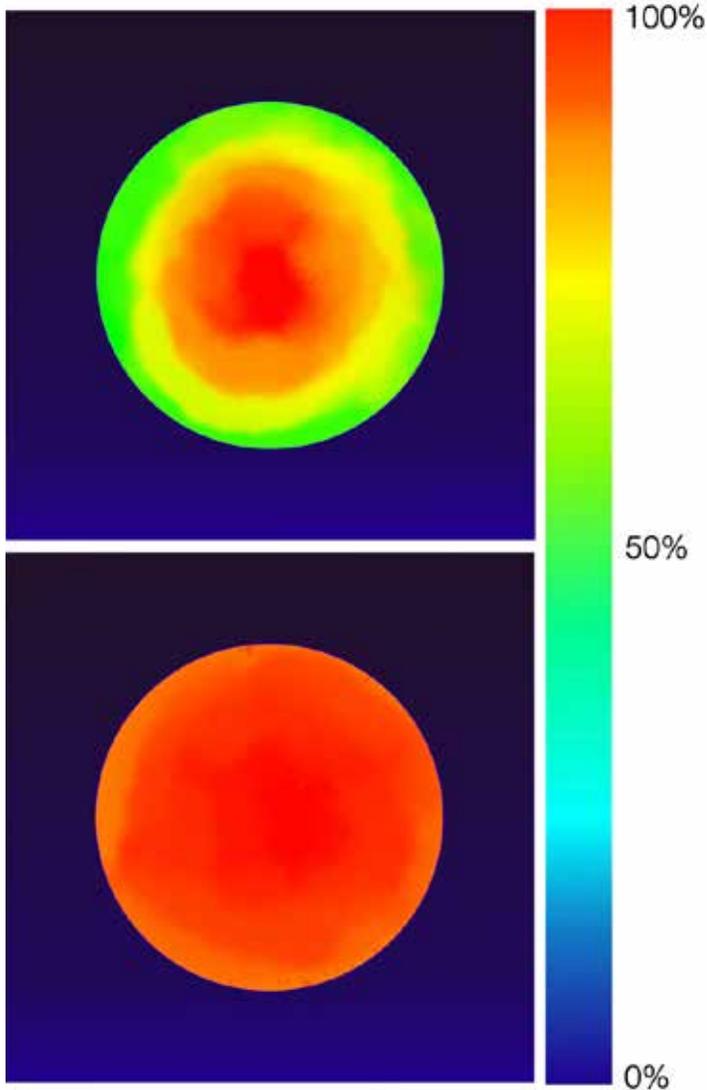


FIGURA 4. Distribución de la emitancia radiante en 2 dimensiones con puntos de calor o "hot spots" de alta radiación y puntos fríos o "cold spots" donde los valores son bajos. en la parte superior se observa una distribución de la irradiancia poco uniforme. En la parte inferior se muestra una distribución uniforme de la irradiancia.

III. GUIA DE LUZ

Tradicionalmente, las lámparas de polimerización LED y sus antecesoras presentan forma de pistola que utiliza una guía hecha de fibra óptica que transporta la luz creada en los diodos LED del cuerpo de la lámpara (Figura 6). Estas guías están compuestas por un gran número de fibras (Figura 7), cuya calidad se evalúa cuando se colocan sobre una imagen y esta la refleja con precisión (Figura 8). Las guías de fibra óptica convencionales tienen un diámetro similar en el extremo de entrada y el de salida (Figura 9a), pueden variar entre 9 a 11mm (Tabla 3), sin embargo, existen variaciones de guías como las denominadas "turbo" (Figura 9b) que tienen fibras ópticas más anchas en el extremo de entrada y van disminuyendo en diámetro a medida que llegan al extremo de salida de luz (Price, 2017). Debido a que estas guías de luz presentan una misma potencia, pero un área reducida, la emitancia radiante es mayor (Vandewalle et al., 2008).

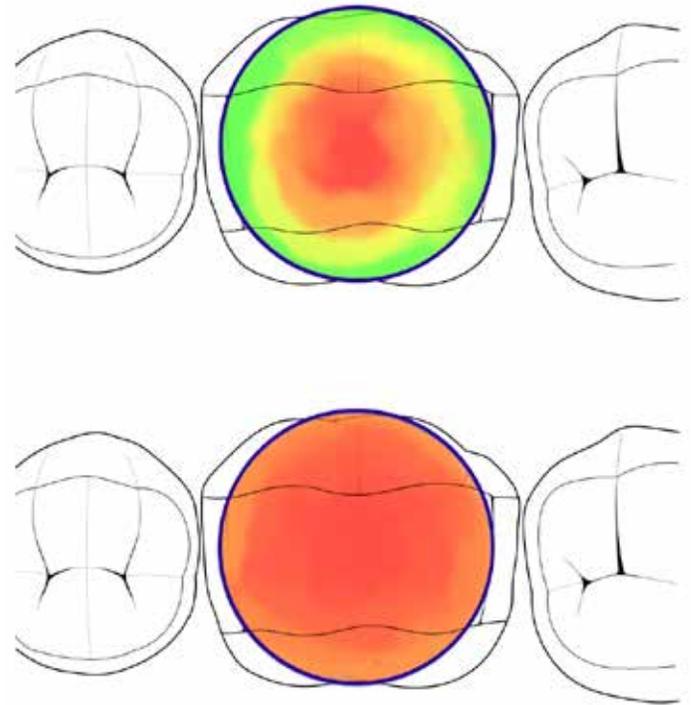
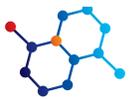


FIGURA 5. Escenario clínico donde se muestra como las diferentes distribuciones de la emitancia radiante afectan la polimerización en una restauracion MOD.

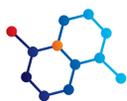


FIGURA 6. Lámpara de polimerización en forma de pistola: Bluephase N (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

Las guías convencionales emiten luz de forma difusa mientras que las guías con un diámetro menor (turbo) pueden incrementar la emitancia radiante hasta en 8 veces, pero con un aumento de la temperatura y una distribución del haz de luz en donde la intensidad es mucho mayor en el centro que en la periferia (Loney, Price, 2001) (Figura 4). Además, a pesar que las guías "turbo" incrementan el rendimiento de polimerización, esta mejora solo podría darse en una distancia de 5 mm desde la punta de la guía hasta la restauración, ya que, si esta distancia aumenta, la energía disminuye mucho más comparada con una guía convencional (Corciolani et al., 2008). Consecuentemente, estas características tendrían una repercusión al momento de restaurar preparaciones extensas o cajas proximales profundas debido a la polimerización poco homogénea del material restaurador (Pallin et al., 2008).



LÁMPARA	FABRICANTE	EMITANCIA RADIANTE (mW/cm ²)	INTERVALOS DE TIEMPO	GENERACIÓN	NÚMERO DE DIODOS	RANGO DE LONGITUD DE ONDA EMITIDA	DIÁMETRO DE PUNTA	FUENTE DE ENERGÍA
VALO	ULTRADENT	1000 (Estándar) 1400 (Alta potencia) 3200 (Potencia extra)	5, 10, 15 y 20 segundos (Estándar) 1, 2, 3 y 4 segundos (Alta potencia) 1, 2 y 3 segundos (Potencia extra)	3	4	385 - 515 nm	9,75 mm	VALO Corded: Alimentación directa de electricidad. VALO Cordless: Baterías recargables de fosfato de hierro y litio (LiFePO ₄).
VALO GRAND	ULTRADENT	1000 (Estándar) 1600 (Alta potencia plus) 3200 (Potencia extra)	5, 10, 15 y 20 segundos (Estándar) 1, 2, 3 y 4 segundos (Alta potencia plus) 1, 2 y 3 segundos (Potencia extra)	3	4	385 - 515 nm	11.7 mm	VALO GRAND Corded: Alimentación directa de la electricidad. VALO GRAND Cordless: Baterías recargables de fosfato de hierro y litio (LiFePO ₄)
Elipar DeepCure-S	3M	1470	5, 10, 15 y 20 segundos (Pre-configurado) 120 segundos (Modo continuo)	2	1	430-480 nm	10 mm	Batería de ion-litio
Elipar DeepCure-L	3M	1470	5, 10, 15 y 20 segundos (Pre-configurado) 120 segundos (Modo continuo)	2	1	430-480 nm	11 mm	Batería de ion-litio
Bluephase N	Ivoclar Vivadent	1200 (Potencia alta) 650 (Potencia baja) Aumento gradual hasta 650 por 5 segundos - 1200 (Comienzo suave)	5, 10, 15, 20 y 30 segundos (Para todas las emitancias radiantes)	3	4	385 - 515 nm	10 mm	Batería de polímero de Litio & alimentación directa de electricidad (Click&Cure).
Bluephase N M	Ivoclar Vivadent	800	10, 15 y 20 segundos	3	4	430 - 490 nm	10 mm	Batería de polímero de Litio.
Bluephase N MC	Ivoclar Vivadent	800	-	3	4	430 - 490 nm	10 mm	Alimentación directa de electricidad.



Radii-cal	SDI	Aumento gradual por 5 segundos hasta llegar a 1200 (Modo Rampa)	65 segundos de uso continuo	2	1	440 – 480 nm	-	Batería de ion-litio
LED D	Woodpecker	850 - 1000 (Modo Rampante) (Modo pulsátil)	3, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 y 40 segundos	2	1	420 - 480nm	-	Bateria de Litio y alimentación directa de electricidad.
LED F	Woodpecker	1600 - 1800 (Modo Turbo) 1000 - 1200 (Modo Normal) 400 - 500 (Modo Bajo)	3 y 5 segundos (Modo Turbo) 5, 10 y 20 segundos (Modo Normal) 10, 20 segundos, 1, 2 y 3 minutos (Modo Bajo)	2	1	420 - 480nm	-	Batería de ion-litio
LED G	Woodpecker	1000 - 1200 (Full intensidad) (Modo Rampante) (Modo pulsátil)	10 segundos (para todos los modos)	2	1	420 - 480nm	-	Alimentación directa de electricidad.

TABLA 3. Lámparas de fotopolimerización y sus características según el fabricante (Información tomada de ficha técnica).



Las guías de luz están hechas de múltiples fibras ópticas agrupadas que deben protegerse del contacto con membranas mucosas o materiales que puedan adherirse a la punta y afectar el paso de la luz. Actualmente, diferentes barreras de protección se utilizan para cubrir la guía de luz así como la lámpara en su totalidad: barreras universales como Cure Sleeve (Kerr, Peterborough, RU), Curelastic (Steri Shield, Fernandina Beach, EUA), Sani-shield (Dentsply, Konstanz, Alemania); barreras personalizadas para cada lámpara y films plásticos para envolver alimentos o celofán en una o múltiples capas. Estudios muestran que hay una diferencia significativa en la emitancia radiante cuando se utiliza diferentes barreras de protección comparada con una guía de luz sin cubrir (Warren et al., 2000; Sword et al., 2016). Sin embargo, esta disminución no sería suficiente para comprometer la eficiencia de la polimerización a profundidades apropiadas. Asimismo, en una lámpara de tercera generación, la atenuación que generaría estas barreras no sería específica para una longitud de onda sino para todas las luces emitidas (Warren et al., 2000).

Otra presentación adoptada por las lámparas de tercera generación es la forma de lapicero (Figura 10) donde los diodos LED ordenados en chips están en un extremo de la lámpara que emite luz sin el uso una guía de fibra óptica (Figura 11) brindando ventajas en aspectos como accesibilidad a la región posterior de la cavidad oral, distancia entre la lámpara y el material restaurador, la angulación de la luz emitida y mayor comodidad para el paciente (Mutluay et al., 2014; Samaha et al., 2017) con una emitancia radiante similar a las que utilizan guías de fibra óptica (De Oliveira et al., 2019). Idealmente, la posición de la guía de luz en ambas presentaciones debería permitir al operador poder colocarla de manera perpendicular y lo más cercana posible a la restauración para asegurar una adecuada distribución de luz y evitar una disminución de la energía suministrada.

IV. TRANSMISIÓN DE LUZ

Las propiedades físicas, químicas y composición de los materiales resinosos e incluso las estructuras alrededor de la restauración como cintas metálicas, celuloideas, instrumental restaurador, restauraciones preexistentes, etc, influyen en la transmisión de luz a diferentes profundidades. La transmisión de luz se reduce en un factor de 10 a 100 en una capa de 2 mm de resina compuesta (Anusavice et al., 2013), restringiendo el grado de conversión en capas profundas y pudiendo alcanzar una pérdida de luz de hasta 89% en grosores de 5 mm incluso al utilizar resinas compuestas bulk-fill (Palin et al., 2018). La irradiancia, es decir, el flujo radiante recibido por una superficie como la de los materiales restauradores, es un parámetro que influye en la extensión de la polimerización y es afectada cuando hay una distribución poco uniforme del haz de luz emitido (Figura 4) (Shimokawa et al., 2018).

Un componente importante de las resinas compuestas son los sistemas fotoiniciadores, estos absorben luz para generar la reacción de polimerización. Una mayor concentración de estos limitaría el paso de la luz y, por lo tanto, la tasa de formación de radicales libres, mientras que una menor concentración permitiría un transporte más eficiente de la luz a pesar de generar una menor formación de radicales (Baikerikar, Scranton, 2001; Stephenson et al., 2005; Ogunyinka et al., 2007) siempre y cuando exista un adecuado tiempo de exposición.



FIGURA 7. Guía de de luz compuesta por numerosas fibras óptica. Bluephase N (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).



FIGURA 8. Guía de luz de buena calidad refleja la imagen con alta precisión. Bluephase N (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

Una característica de algunos fotoiniciadores es la formación de especies químicas por fotólisis que compiten con los fotoiniciadores sin reaccionar por la absorción de la luz necesaria para la polimerización, llamada absorción de luz competitiva, lo que puede disminuir transmisión de luz de diferentes longitudes de onda y la polimerización a través de diferentes espesores del material (Asmussen, Vallo, 2009; Albuquerque et al., 2013).

Otro componente de materiales resinosos son los pigmentos, generalmente óxidos de hierro (rojo y amarillo), opacificantes como el dióxido de titanio y otros colorantes (azul) para efectos opalescentes que pueden absorber fuertemente la luz con una longitud de onda similar a la utilizada por la alcanforquinona (~ 470 nm). Por lo tanto, la transmisión de la luz podría verse afectada significativamente por la tonalidad del producto, es decir, la concentración de pigmentos, generando una competencia por absorción de luz con la alcanforquinona y atenuando su transmisión a profundidades mayores (Musanje, Darvell, 2006).

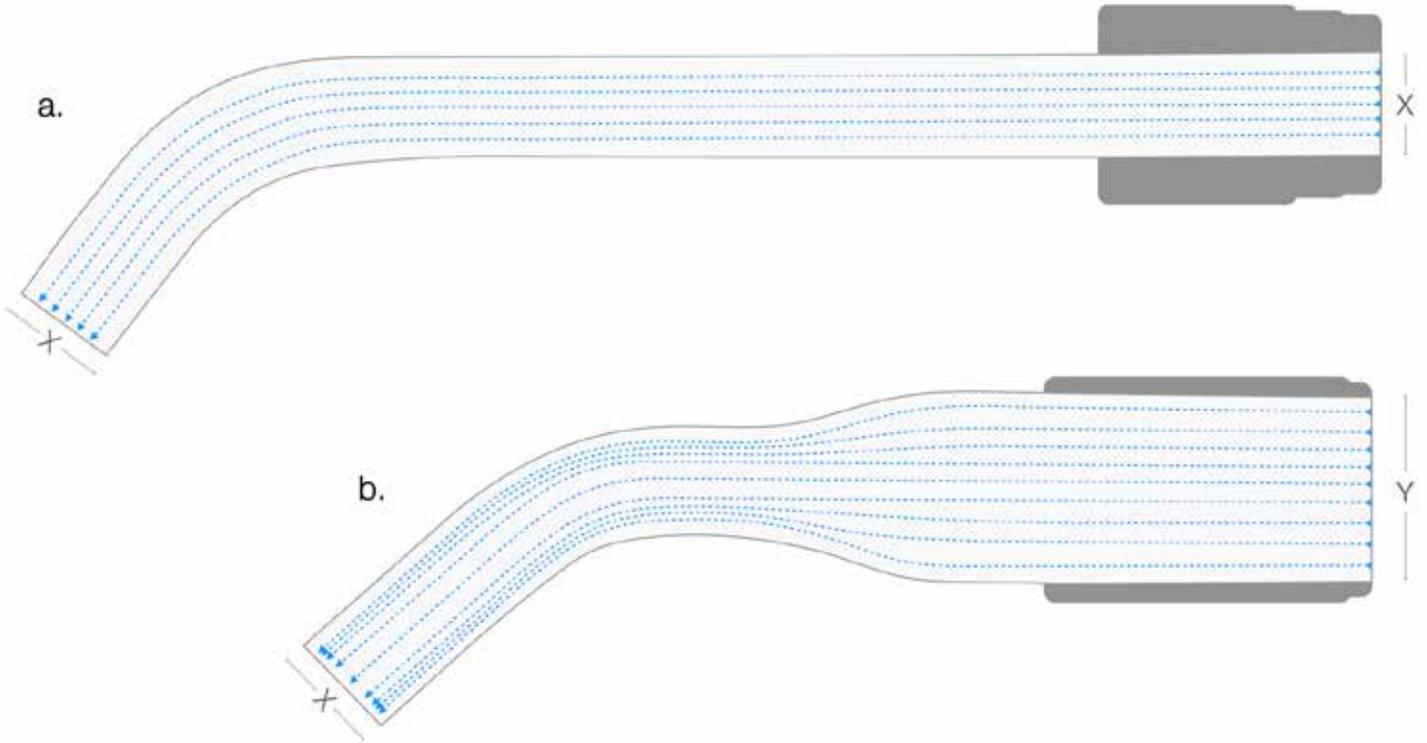


FIGURA 9. a. Guía de luz convencional donde el el diámetro de entrada "X" es igual al de salida "X" .
 b. Guía de luz Turbo donde el diámetro de entrada "Y" es ancho y disminuye a medida que llega al extremo de salida "X". Se puede observar un aumento en la emitancia radiante (mW/cm²) en el extremo de salida debido a su área reducida.



FIGURA 10. Lámpara de polimerización en forma de lápiz: Valo (Ultradent Products Inc., South Jordan, EUA).

El tamaño del relleno inorgánico influye en la transmisión de la luz, sabiendo que la luz azul tiene una longitud de onda entre los 400 a 500 nm y que la máxima dispersión ocurre cuando el diámetro del relleno se aproxima a la mitad de la longitud de onda de la luz incidente, la transmisión de luz sería mucho mayor para partículas de nanorelleno de 200 a 300 nm comparado a partículas grandes de 0.5 a 2 μm (Arikawa et al., 2007; Fujita et al., 2011). Algunas resinas bulk-fill han reducido el tamaño de partícula de su relleno, aumentando su translucidez para permitir mayor transmisión de luz (Bucuta, Ilie, 2014).

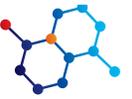
V. EFECTOS DELETÉREOS DE LA LUZ AZUL

V.I AUMENTO DE TEMPERATURA

El uso de lámparas de fotopolimerización aumenta la temperatura intrapulpar, especialmente en piezas donde hay una delgada capa de dentina remanente (Matalon et al., 2010; Gomes et al., 2013; Runnacles et al., 2015). De acuerdo con el estudio de Zach, Cohen (1965), el aumento de 5.5°C de temperatura intrapulpar genera dilatación de vasos sanguíneos; sobrepasar este umbral presenta una probabilidad de 15% de necrosis pulpar. Las lámparas que producen una emitancia radiante mayor a 1200 mW/cm² con exposición de 60 segundos presentan un riesgo de daño térmico en piezas vitales (Mouhat et al., 2017), por lo que en exposiciones prolongadas se recomienda aplicar un flujo de aire simultáneo a la exposición de la luz (Zarpellon et al., 2019) o esperar 2 a 3 segundos después de un tiempo de exposición de 10 segundos (Onisor et al., 2011) para evitar el aumento de temperatura.



FIGURA 11. Extremo final de una lámpara en forma de lápiz donde se observa un lente (placa difusora) que cubre los diodos LED ordenados en chips. Valo (Ultradent Products Inc., South Jordan, EUA).



V.II DAÑO OCULAR

La luz visible es absorbida por la retina localizada en la parte final del ojo, siendo que la longitud de onda de 440 nm, equivalente a la luz azul, es la más dañina. La exposición a esta luz tiene un efecto nocivo en las mitocondrias esenciales para la función celular neuronal (Osborne et al., 2014), lo que reduce la agudeza visual, sensibilidad al contraste y acelera la formación de cataratas y degeneración macular relacionadas con la edad (Ham et al., 1978; Bruzell et al., 2004; Kim et al., 2016). Asimismo, el daño ocular puede producirse con una exposición acumulativa de 6 segundos a una distancia de 30 cm (Soares et al., 2017). Sin embargo, siguiendo el límite de exposición de la Comisión Internacional sobre la Protección contra la Radiación No Ionizante (ICNIRP), se sugiere que, después de mirar la luz, incluso durante sólo el primer segundo, pueden ser necesarias tan sólo siete exposiciones para superar la máxima exposición acumulativa diaria (Labrie et al., 2011). Es por ello, que es indispensable el uso de protección ocular, como lentes, paletas o filtros de color naranja (Soares et al., 2017).

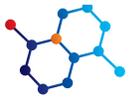
CONCLUSIONES

El uso de lámparas LED para la polimerización de materiales resinosos tiene un efecto directo en su longevidad y en sus propiedades mecánicas y físicas. Esta tecnología ha evolucionado brindando ventajas clínicas como una eficiente emitancia radiante, adecuada ergonomía, amplio espectro de emisión de longitud de onda, haz de luz cada vez más homogéneo, mayor tiempo de vital útil, menor consumo de energía y reducción de emisión de calor. Sin embargo, es necesario tomar en cuenta que factores relacionados con la composición de materiales resinosos y la técnica de restauración influyen en el producto final. En ese sentido, se recomienda correlacionar los factores influyentes en la fotopolimerización, discutidos en esta revisión, con las características de materiales resinosos descritas por los fabricantes, para que el odontólogo pueda adaptarse y optimizar su uso en la actividad clínica diaria.



REFERENCIAS

1. Albuquerque PP, Moreira AD, Moraes RR, Cavalcante LM, Schneider LF. Color stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. *J Dent.* 2013;41(3):67-72.
2. 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. *Oper Dent.* 2016;41(4):397-408.
3. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Resin-based composites. En: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editores. *Phillips' Science of Dental Materials.* 12va ed. Missouri: Editorial Elsevier; 2013. p. 275-306.
4. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dent Mater J.* 2007;26(1):38-44.
5. Asmussen S, Vallo C. Light absorbing products during polymerization of methacrylate monomers photoinitiated with phenyl-1,2-propanedione/amine. *J Photochem Photobiol.* 2009; 202:228-34.
6. Attar N, Korkmaz Y. Effect of two light-emitting diode (LED) and one halogen curing light on the microleakage of Class V flowable composite restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8(2):80-8.
7. Baikerkar KK, Scranton AB. Photopolymerizable liquid encapsulants for microelectronic devices. *Polymer.* 2001;42:431-41.
8. Bruzell Roll EM, Jacobsen N, Hensten-Pettersen A. Health hazards associated with curing light in the dental clinic. *Clin Oral Investig.* 2004;8(3):113-7.
9. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig.* 2014;18(8):1991-2000.
10. Cardoso KA, Zarpellon DC, Madruga CF, Rodrigues JA, Arrais CA. Effects of radiant exposure values using second and third generation light curing units on the degree of conversion of a lucirin-based resin composite. *J Appl Oral Sci.* 2017;25(2):140-146.
11. Conte G, Panetta M, Mancini M, Fabianelli A, Brotzu A, Sorge R, et al. Curing effectiveness of single-peak and multi-peak led light curing units on tpo-containing resin composites with different chromatic characteristics. *Oral Implantol (Rome).* 2017 Sep 27;10(2):140-150
12. Corciolani G, Vichi A, Davidson CL, Ferrari M. The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. *Oper Dent.* 2008;33(3):325-31.
13. de Oliveira D, Rocha MG, Correr AB, Ferracane JL, Sinhoret M. Effect of Beam Profiles From Different Light Emission Tip Types of Multiwave Light-emitting Diodes on the Curing Profile of Resin-based Composites. *Oper Dent.* 2019;44(4):365-378.
14. Fujita K, Ikemi T, Nishiyama N. Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dent Mater.* 2011;27(11):1079-85.
15. Giorgi MC, Aguiar FH, Soares LE, Martin AA, Liporoni PC, Paulillo LA. Does an additional UV LED improve the degree of conversion and Knoop Hardness of light-shade composite resins? *Eur J Dent.* 2012;6(4):396-401.
16. Gomes M, DeVito-Moraes A, Francci C, Moraes R, Pereira T, Froes-Salgado N, et al. Temperature increase at the light guide tip of 15 contemporary LED units and thermal variation at the pulpal floor of cavities: an infrared thermographic analysis. *Oper Dent.* 2013;38(3):324-33.
17. Gómez ML, Previtali CM, Montejano HA. Two- and three-component visible light photoinitiating systems for radical polymerization based on onium salts: an overview of mechanistic and laser flash photolysis studies. *Int J Photoenergy.* 2012; 2012: 1-9
18. Gonulol N, Ozer S, Tunc ES. Effect of a third-generation LED LCU on microhardness of tooth-colored restorative materials. *Int J Paediatr Dent.* 2016;26(5):376-82.
19. Ham WT Jr, Ruffolo JJ Jr, Mueller HA, Clarke AM, Moon ME. Histologic analysis of photochemical lesions produced in rhesus retina by short-wave-length light. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1978;17(10):1029-35.
20. Ito Y. *Photochemistry for Biomedical Applications.* Singapur, Springer Nature; 2018.
21. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater.* 2013;29(6):605-17.
22. Juckes SM, Sullivan B, Kostylev I, Price RB, Labrie D. Three-dimensional beam profiling used to characterize dental light-curing units. *Appl Opt.* 2019;58(35):9540-9547.
23. Kim GH, Kim HI, Paik SS, Jung SW, Kang S, Kim IB. Functional and morphological evaluation of blue light-emitting diode-induced retinal degeneration in mice. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2016;254(4):705-16.
24. Konerding KL, Heyder M, Kranz S, Guellmar A, Voelpel A, Watts DC, et al. Study of energy transfer by different light curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance, using a MARC Patient Simulator (PS). *Dent Mater.* 2016;32(5):676-86.
25. Kostylev I, Winters T, Labrie D, Price RB. Role of the beam profile and sample geometry in the bonded-disk method on the shrinkage kinetics of two dental resins. *Dent Mater.* 2016;32(8):1026-35.
26. Labrie D, Moe J, Price RB, Young ME, Felix CM. Evaluation of ocular hazards from 4 types of curing lights. *J Can Dent Assoc.* 2011;77:116.
27. Loney RW, Price RB. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper Dent.* 2001;26(5):516-20.
28. Matalon S, Slutzky H, Wassersprung N, Goldberg-Slutzky I, Ben-Amar A. Temperature rises beneath resin composite restorations during curing. *Am J Dent.* 2010;23(4):223-6.
29. Michaud PL, Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B. Localised irradiance distribution found in dental light curing units. *J Dent.* 2014;42(2):129-39.
30. Miletic V, Santini A. Micro-Raman spectroscopic analysis of the degree of conversion of composite resins containing different initiators cured by polywave or monowave LED units. *J Dent.* 2012;40(2):106-13.
31. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J.* 2002;193(8):459-63
32. Mills RW. Blue light emitting diodes--another method of light curing? *Br Dent J.* 1995;178(5):169.
33. Mouhat M, Mercer J, Stangvaltaite L, Örtengren U. Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development-potential risk for patients. *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1687-1696.
34. Musanje L, Darvell BW. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dent Mater.* 2006;22(9):804-17.
35. Mutluay MM, Rueggeberg FA, Price RB. Effect of using proper light-curing techniques on energy delivered to a Class 1 restoration. *Quintessence Int.* 2014;45(7):549-56.
36. Ogunyinka A, Palin WM, Shortall AC, Marquis PM. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent Mater.* 2007;23(7):807-13.
37. Onisor I, Asmussen E, Krejci I. Temperature rise during photopolymerization for onlay luting. *Am J Dent.* 2011;24(4):250-6.
38. Osborne NN, Núñez-Álvarez C, Del Olmo-Aguado S. The effect



of visual blue light on mitochondrial function associated with retinal ganglions cells. *Exp Eye Res.* 2014;128:8-14.

39. Palin WM, Leprince JG, Hadis MA. Shining a light on high volume photocurable materials. *Dent Mater.* 2018;34(5):695-710.

40. Palin WM, Senyilmaz DP, Marquis PM, Shortall AC. Cure width potential for MOD resin composite molar restorations. *Dent Mater.* 2008;24(8):1083-94.

41. Pelissier B, Jacquot B, Palin WM, Shortall AC. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: from past to present. *Dent Update.* 2011;38(10):660-2.

42. Peris AR, Mitsui FH, Amaral CM, Ambrosano GM, Pimenta LA. The effect of composite type on microhardness when using quartz-tungsten-halogen (QTH) or LED lights. *Oper Dent.* 2005;30(5):649-54.

43. Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials.* 2004;25(18):4465-77.

44. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B, Kostylev I, Fahey J. Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. *Dent Mater.* 2014;30(12):1345-57.

45. Price RB, Labrie D, Whalen JM, Felix CM. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *J Can Dent Assoc.* 2011;77:9.

46. Price RB, Rueggeberg FA, Harlow J, Sullivan B. Effect of mold type, diameter, and uncured composite removal method on depth of cure. *Clin Oral Investig.* 2016;20(7):1699-707.

47. Price RBT. Light Curing in Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):751-778.

48. Rueggeberg FA, Blalock JS, Callan RS. LED curing lights--what's new? *Compend Contin Educ Dent.* 2005 Aug;26(8):586-91.

49. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017;31(1):61.

50. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater.* 2011;27(1):39-52.

51. Runnacles P, Arrais CA, Pochapski MT, Dos Santos FA, Coelho U, Gomes JC, et al. In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit. *Dent Mater.* 2015;31(5):505-13.

52. Samaha S, Bhatt S, Finkelman M, Papathanasiou A, Perry R, Strassler H, et al. Effect of instruction, light curing unit, and location in the mouth on the energy delivered to simulated restorations. *Am J Dent.* 2017;30(6):343-349.

53. Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. *J Dent.* 2012;40(7):577-84.

54. Santos GC Jr, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc.* 2004;70(5):323-8.

55. Shimokawa CA, Turbino ML, Harlow JE, Price HL, Price RB. Light output from six battery operated dental curing lights. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2016;69:1036-42.

56. Shimokawa CA, Turbino ML, Giannini M, Braga RR, Price RB. Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. *Dent Mater.* 2018;34(8):1211-1221.

57. Soares CJ, Rodrigues MP, Vilela AB, Rizo ER, Ferreira LB, Giannini M, Price RB. Evaluation of Eye Protection Filters Used with Broad-Spectrum and Conventional LED Curing Lights. *Braz Dent J.* 2017;28(1):9-15.

58. Stephenson N, Kriks D, El-Maazawi M, Scranton A. Spatial and

temporal evolution of the photoinitiation rate for thick polymer systems illuminated on both sides. *Polym Int.* 2005;54:1429-39.

59. Sword RJ, Do UN, Chang JH, Rueggeberg FA. Effect of Curing Light Barriers and Light Types on Radiant Exposure and Composite Conversion. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28(1):29-42.

60. Sze S, Ng K. LEDs and Lasers. Physics of semiconductor devices. 3ra ed. New Jersey: John Wiley & Sons; 2007.

61. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Yildiz E, Uslan I, Acikel C. Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010;92(2):470-8.

62. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater.* 2004;20(1):80-7.

63. Vandewalle KS, Roberts HW, Rueggeberg FA. Power distribution across the face of different light guides and its effect on composite surface microhardness. *J Esthet Restor Dent.* 2008;20(2):108-17.

64. Wardle B. Principles and Applications of Photochemistry. West Sussex: John Wiley & Sons; 2009.

65. Warren DP, Rice HC, Powers JM. Intensity of curing lights affected by barriers. *J Dent Hyg.* 2000;74(1):20-3.

66. Xu X, Sandras DA, Burgess JO. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18(1):19-27.

67. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:515-30.

68. Zarpellon DC, Runnacles P, Maucoski C, Coelho U, Rueggeberg FA, Arrais C. Controlling In Vivo, Human Pulp Temperature Rise Caused by LED Curing Light Exposure. *Oper Dent.* 2019;44(3):235-241.