



UNIVERSIDAD CÉSAR VALLEJO

FACULTAD DE CIENCIAS MÉDICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA

Fotoiniciadores en materiales restauradores contemporáneos

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE:
Bachiller en Odontología**

AUTORES

Elías Pinedo, Celia Sofía ([ORCID: 0000-0002-8912-7854](https://orcid.org/0000-0002-8912-7854))

Lozano Avila, Daiana Ailen ([ORCID: 0000-0002-8944-0963](https://orcid.org/0000-0002-8944-0963))

Quiroga Rivera, Rosaluz Yojani ([ORCID: 0000-0003-0328-0581](https://orcid.org/0000-0003-0328-0581))

Torres Barreto, María José ([ORCID: 0000-0001-6100-0299](https://orcid.org/0000-0001-6100-0299))

ASESOR

Mg. Esp. CD. Acuña Navarro Eric Darío ([ORCID: 0000-0003-0427-4650](https://orcid.org/0000-0003-0427-4650))

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN

Promoción de la Salud y Desarrollo Sostenible

PIURA – PERÚ

2020

Índice de contenido

I. Introducción	1
II. Metodología.....	3
III. Desarrollo	4
3.1 Fotoiniciadores de materiales restauradores.....	4
3.1.1 Canforquinona (CQ)	4
3.1.2 Lucerina (TPO).....	5
3.1.3 Fenilpropanodiona (PPD)	6
3.1.4 Ivocerin.....	6
3.1.5 2,2 - Dimetoxi - 2 - fenilacetofenona (DMPA).....	7
3.1.6 Óxido de Fenilbis (2,4,6 - trimetilbenzoil) fosfina (BAPO)	8
3.2 Lámparas fotopolimerizadoras	8
3.2.1 Lámpara de luz ultravioleta.....	9
3.2.2 Lámpara de luz halógena	9
3.2.3 Lámpara de arco de plasma	10
3.2.4 Lámpara láser tipo Argón	10
3.2.5 Lámparas de diodo emisor de luz (LED).....	11
3.2.5.1 Lámpara LED: Primera generación	11
3.2.5.2 Lámpara LED: Segunda generación	12
3.2.5.3 Lámpara LED: Tercera generación	12
IV. Conclusiones	15
V. Recomendaciones	16
Referencias bibliográficas	17
Anexos.....	24

Índice de tablas

Tabla 1 Fotoiniciadores presentes en los materiales restauradores	4
Tabla 2 Tipos de lámpara.....	14

Índice de figuras

Figura 1: Rango de onda aproximado de la Canforquinona (CQ).....	5
Figura 2 Rango de onda aproximado de la Lucerina (TPO)	5
Figura 3 Rango de onda aproximado de la Fenilpropanodiona (PPD).....	6
Figura 4 Rango de onda aproximado del Ivocerin	7
Figura 5 Rango de onda aproximado de DMPA	7
Figura 6 Rango de onda aproximado de BAPO	8

Resumen

Se han sugerido diversas tecnologías para una adecuada fotopolimerización de los materiales dentales, incluyendo el uso de lámparas de luz ultravioleta, halógena, arco de plasma, láser, hasta llegar a las LED, todo esto para lograr un buen resultado clínico, ya que el material restaurador debe recibir una cantidad correcta de energía lumínica coincidente con el rango de onda del fotoiniciador. El objetivo de este artículo de revisión es conocer las propiedades de los diferentes tipos de lámparas y de los fotoiniciadores presentes en los materiales dentales contemporáneos. Es un estudio básico de tipo no experimental, se utilizó una revisión de literatura, accediendo a las bases de datos indexadas como EBSCO, PubMed, Scielo y Proquest considerando una antigüedad no mayor a 5 años. Los resultados obtenidos nos demuestran que no todas las lámparas presentan un rango de onda coincidente con los fotoiniciadores y que éstos le proporcionan al material restaurador diferentes tonos de coloración. Concluyendo que las LED de tercera generación presentan una mejor tecnología además de un rango de onda que abarca a todos los fotoiniciadores.

Palabras claves: Fotocurado de resinas dentales, fotoiniciadores dentales, materiales dentales, luces LED de curado dental.

Abstract

To achieve a correct polymerization of different dental materials several technologies have been used in dental lamps, including ultraviolet, halogen, plasma arc, laser, and LEDs lights. The restorative material must receive a correct amount of light energy in the wave range of the photoinitiator for a proper photoactivation. The objective of this review was summarize the different types of lamps and of photoinitiators present in dental materials. A literature review was performed using 5 years old articles from indexed databases such as EBSCO, PubMed, Scielo and Proquest. The literature show that not all lamps have a wave range that coincides with dental materials photoinitiators, these photoinitiators also provide different shades to the restorative materials. We conclude that third generation LEDs present better technology in addition to a wave range that covers all photoinitiators.

Keywords: Light-curing of dental resins, dental photoinitiators, dental materials, LED dental curing lights.

I. Introducción

En las últimas décadas se ha venido observando un cambio tecnológico notable en cuanto a los materiales de restauración en odontología, como es la introducción al mercado de las resinas Bulk Fill o resinas de inserción en gran volumen, éstas presentan componentes iniciadores que permiten su aplicación en monobloque de hasta 5 mm¹. Para que estos materiales sean activados es fundamental el uso de una apropiada fuente lumínica para lograr buenos resultados².

Las lámparas han evolucionado a lo largo del tiempo, teniendo cambios en su rango de espectro de luz, intensidad y forma ergonómica con el fin de proporcionar buena calidad de fotopolimerizado en resinas compuestas, sellantes, cementos, entre otros materiales garantizando así su durabilidad en la cavidad bucal³.

Una de las primeras fuentes lumínicas utilizadas en odontología fue la luz ultravioleta, la misma que por su ineficiencia fue reemplazada por la lámpara de luz halógena⁴. Conforme las resinas compuestas fueron evolucionando surgieron también las lámparas LED, éstas incluían un método de fotopolimerización de inicio suave o “soft start”, que iniciaba con una baja potencia hasta alcanzar un punto máximo, adicionalmente para reducir el estrés de contracción de las resinas se introdujo la técnica de obturación incremental, por lo que los fabricantes presentaron diferentes alternativas como las lámparas de plasma y láser, ambas con un efecto similar a las lámparas de luz halógena⁵. En los últimos años han aparecido lámparas LED de tercera generación, que presentan diodos de luz con diferentes rangos de onda, proporcionando así una mayor eficiencia, siendo actualmente muy utilizadas por los odontólogos⁶.

Lo que diferencia una lámpara de otra es la intensidad y el rango de onda, la misma que varía según el tipo y la marca⁷. La intensidad es importante para lograr una polimerización completa en cavidades de difícil acceso, además debemos controlar el estrés térmico en cavidades profundas para proteger el tejido pulpar⁸. También hay que tener en cuenta que el rango de onda de la lámpara esté lo más cerca posible de la máxima absorción del iniciador que posee el material restaurador que utilizaremos para garantizar el buen desarrollo del tratamiento que vamos a realizar⁹.

Debido a estas diversas propiedades, es muy importante que el odontólogo conozca cuales son las características de la lámpara que está usando, razón por la cual se realiza la siguiente revisión de literatura con el objetivo de conocer las propiedades de los diferentes tipos de lámparas y de los fotoiniciadores presentes en los materiales dentales contemporáneos; de esta manera se pretende que los odontólogos tengan en cuenta qué tipo de lámpara es más adecuada dependiendo el material restaurador a utilizar, ya que la elección de la misma determinará el éxito del tratamiento.

II. Metodología

1. Tipo y diseño de investigación

Tipo de investigación: Básica

Diseño de investigación: Diseño no experimental

2. Técnicas e instrumentos de recolección de datos

Revisión de literatura

3. Procedimientos

Se recopiló información de bases de datos indexadas como EBSCO, PubMed, Scielo y Proquest, esta búsqueda se realizó entre los meses de mayo y julio del 2020 aplicando ciertos filtros que limitaron la revisión como el uso de publicaciones arbitradas de una antigüedad no mayor a 5 años, siendo usadas las siguientes palabras claves en inglés: **photoinitiator, lamps, curing light, dentistry, polimerization** y **light emitting diode**, arrojando como resultado artículos con diferentes tipos y diseños de estudio que fueron de gran beneficio para llevar a cabo nuestro artículo de revisión.

III. Desarrollo

3.1 Fotoiniciadores de materiales restauradores

Son aquellos que están incluidos en la matriz orgánica de los materiales de restauración que se polimerizan con luz, poseen tipos específicos de enlaces que tienen la capacidad de absorber la radiación sólo bajo ciertos rangos de onda, utilizando esta energía para producir radicales libres que propician la fotopolimerización ¹⁰.

En odontología los fotoiniciadores se dividen en tipo I (lucerina, fenilpropanodiona, ivocerín, BAPO, DMPA) y tipo II (canforquinona) (Tabla 1), el tipo I tiene un mejor rendimiento que el tipo II ya que no requiere de energía extra para generar radicales libres pues presenta co-iniciadores; sin embargo, el tipo II necesita de energía extra para producir dichos radicales libres ¹¹.

Fotoiniciadores		Rango de onda
Tipo I	Lucerina	390-410 nm
	Fenilpropanodiona	390-460 nm
	Ivocerin	390-445 nm
	DMPA	300-390 nm
	BAPO	300-435 nm
Tipo II	Canforquinona	425-495 nm

Tabla 1 Fotoiniciadores presentes en los materiales restauradores

3.1.1 Canforquinona (CQ)

Inventado por Dart y Nemcek en 1972, la canforquinona es el sistema fotoiniciador más común en las resinas compuestas, ésta absorbe la luz e interactúa con la amina terciaria, formando un complejo fotoexcitado que libera radicales libres, propiciando así el proceso de fotopolimerización, por lo general activable a un rango de onda de 425 a 495 nm aproximadamente ¹². (Figura 1)

Aunque la canforquinona tiene buena aceptación, presentan algunas desventajas; ya que en su estructura molecular se encuentra la amina, que es una molécula altamente reactiva que se oxida produciendo un efecto amarillento en el material a

largo plazo; otro problema importante es que presenta una fotopolimerización acelerada bajo luz ambiental (bombillas luminiscentes y lámparas dentales) lo que proporciona un tiempo de trabajo relativamente corto ¹³.

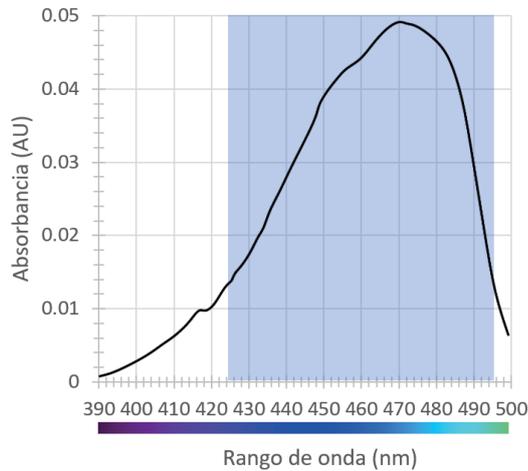


Figura 1: Rango de onda aproximado de la Canforquinona (CQ)

3.1.2 Lucerina (TPO)

Lucerina u óxido de difenil (2,4,6 - trimetilbenzoil) fosfina es un fotoiniciador que posee mayor estabilidad de color ¹⁴, siendo especialmente útil en resinas de tonos blancos muy utilizadas hoy en día, ya que suelen ser requeridas en dientes luego del blanqueamiento dental. Este fotoiniciador reduce el efecto amarillento no deseado producido por la canforquinona ¹⁵. Además, mejora la cinética de fotopolimerización y es activable entre los 390 y 410 nm aproximadamente ¹⁶. (Figura 2)

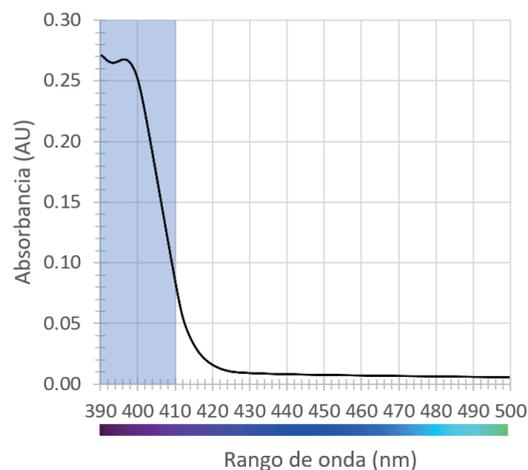


Figura 2 Rango de onda aproximado de la Lucerina (TPO)

3.1.3 Fenilpropanodiona (PPD)

Es un fotoiniciador alternativo que en concentraciones adecuadas reduce el color amarillento sin comprometer las propiedades físicas y químicas del material restaurador¹⁷. Su activación se produce al generar una reacción por fotólisis rompiendo los enlaces carbono-carbono entre los grupos carbonilos liberando radicales libres, los que permitirán la fotopolimerización, presentando un espectro de absorción que se extiende desde 390 nm hasta 460 nm aproximadamente¹⁸. (Figura 3) Estudios demuestran que en combinación con la canforquinona mejora las propiedades físicas (resistencia a la flexión, resistencia cohesiva, menor solubilidad)¹⁹ y reducen el estrés de polimerización sin afectar el grado de conversión del material restaurador²⁰.

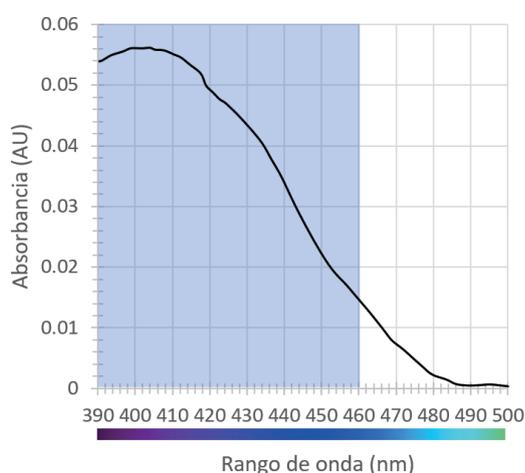


Figura 3 Rango de onda aproximado de la Fenilpropanodiona (PPD)

3.1.4 Ivocerin

Junto con la aparición de las resinas Bulk fill y su capacidad de ser aplicada en incrementos de gran volumen, aparece también el ivocerin, un fotoiniciador derivado del benzoilo de germanio que se activa en un rango de onda de 390 y 445 nm aproximadamente (Figura 4), que unido con la canforquinona presenta una mayor reactividad incrementando la profundidad de fotopolimerizado²¹, lo cual permite la fotopolimerización de incrementos mayores a los convencionales. Cabe resaltar que para garantizar un buen fotopolimerizado de estas cantidades incrementales de 4 – 5 mm se debe tener en cuenta la potencia de las unidades de fotopolimerización de las lámparas, otro factor a tener en cuenta es la distancia de la luz y la superficie de la restauración, ya que la intensidad de la luz disminuye un 10% por cada 1mm²².

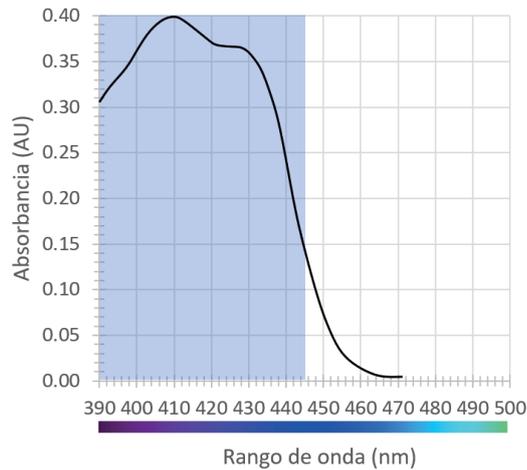


Figura 4 Rango de onda aproximado del Ivocerin

3.1.5 2,2 - Dimetoxi - 2 - fenilacetofenona (DMPA)

Este fotoiniciador poseen radicales libres muy efectivos y se encuentran presentes en la composición de aquellos materiales restauradores que se utilizan bajo un sistema de obturación incremental, aplicando grosores muy delgados; sin embargo, la eficacia del DMPA al ser fotopolimerizado en secciones gruesas por encima de los 2mm no ha tenido buen resultado ²³.

Al presentar una naturaleza incolora resulta muy llamativa para la fabricación de resinas compuestas con propiedades estéticas. El DMPA es activable en un rango de onda de 300 a 390 nm ²⁴. (Figura 5)

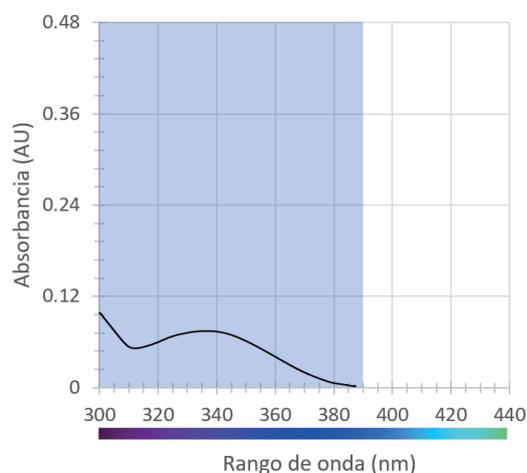


Figura 5 Rango de onda aproximado de DMPA

3.1.6 Óxido de Fenilbis (2,4,6 - trimetilbenzoil) fosfina (BAPO)

Este fotoiniciador, presenta una coloración blanca que ayuda a la penetración de la luz y a su vez promueve una fotopolimerización satisfactoria ²⁵, aunque es innecesario de un co-iniciador para su activación, BAPO en combinación con otros sistemas de fotoiniciadores causa un excelente grado de conversión y de fotopolimerización ²⁶. Por ejemplo, cuando es asociado a DMPA, ambos mejoran su reactividad, debido a una transferencia de electrones y generando el doble de radicales en comparación con la canforquinona. Su rango de onda oscila entre 300 a 435 nm ²⁴. (Figura 6)

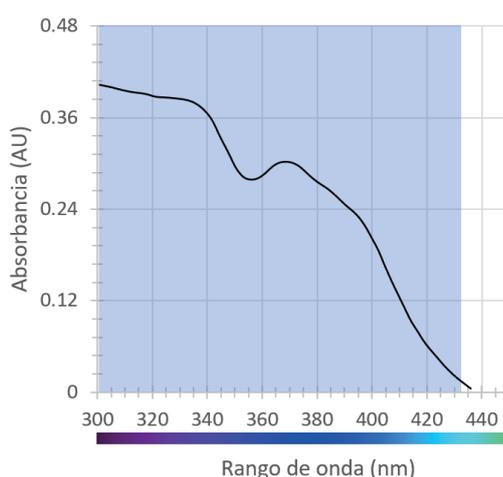


Figura 6 Rango de onda aproximado de BAPO

3.2 Lámparas fotopolimerizadoras

Las lámparas de fotopolimerización son indispensables hoy en día en el consultorio dental. Para fotopolimerizar correctamente el material restaurador este deberá recibir un aporte ideal de energía total que es el producto de la intensidad de irradiación y el tiempo de exposición, junto con una apropiada salida de longitud de onda requerida por los fotoiniciadores para ser activado ²³.

Sin embargo, existen otros elementos a tener en cuenta como el espesor, el mismo que se recomienda no sea mayor a 2 mm para lograr una profundidad de fotopolimerizado adecuada ²⁷; el color del material, ya que según estudios los tonos más oscuros atenúan la energía y reducen la luz ²⁸; y la separación entre la punta de la lámpara fotopolimerizadora con la superficie del material, pues si la distancia excede de 3 mm la intensidad de la luz disminuirá ²⁹.

Si no utilizamos correctamente la lámpara fotopolimerizadora, puede causarse una fotopolimerización incompleta del material, disminuyendo la integridad de la adhesión. La gran mayoría de las revisiones sobre el fotopolimerizado del material resaltan la importancia de una intensidad de salida adecuada y un rango de onda que se ajuste al nivel de absorción del fotoiniciador presente en el material restaurador ³⁰. (Tabla 2)

3.2.1 Lámpara de luz ultravioleta

En 1970 se introdujo en el mercado materiales restauradores fotopolimerizados con luz UV en un rango de onda de 365nm ³¹. No obstante, pese a que las restauraciones expuestas a este tipo de luz duraron muchos años presentó problemas, ya que no fotopolimerizaba grosores que sobrepasaran 1mm, adicional a ello el tiempo de exposición a la luz de la lámpara debía ser de 20 a 60 segundos lo que se consideró un tiempo prolongado que dificulta la práctica clínica, asimismo se comprobó que la capacidad de penetración de la luz era insuficiente y que podría causar problemas a la salud alterando la composición de la microbiota oral donde se dirigió la radiación ³². La compañía LD Caulk fue quien introdujo el primer material restaurador fotopolimerizado con luz UV, un sellante de fosas y fisuras, llamado Nuva ³³.

3.2.2 Lámpara de luz halógena

Las lámparas de luz halógena fueron las primeras en ser introducidas como importantes fuentes lumínicas, aunque fue un gran logro clínico en etapas iniciales, tuvo muchas imperfecciones ³⁴. Estas lámparas son incandescentes y aportan una longitud de onda entre 400 y 550 nm, abarcando tanto a la fenilpropanodiona (PPD) como a la canforquinona ³⁵ y posee una intensidad de 400 a 800 mw/cm² ³⁶.

Entre sus desventajas podemos mencionar que tiene una vida limitada de alrededor de 40 a 100 horas; pues la bombilla, el reflector y el filtro que son los que permiten la reducción de la salida de luz se deterioran sin haber pasado mucho tiempo debido a la alta temperatura que emiten ³⁶.

Solo son capaces de convertir el 1% de su aporte total de energía en luz y el resto se genera como calor, este calor puede provocar la decoloración de los reflectores, precisamente por este sobrecalentamiento del filamento de las bombillas halógenas

se restringió su uso en procedimientos largos; además su diseño es relativamente grande y la fibra óptica es muy frágil, capaz de fracturarse ³⁷.

3.2.3 Lámpara de arco de plasma

Los fabricantes introdujeron al mercado la lámpara de arco de plasma en 1995, con el fin de minimizar los tiempos de exposición y obtener una fotopolimerización más profunda ⁴. La lámpara de arco plasma posee una intensidad de luz de 2400 mW/cm², con un rango de onda en 460 y 480 nm, muy parecida a la longitud de onda de la canforquinona ³⁸.

Sus sistemas de fotopolimerización utilizan dos electrodos de tungsteno que están rodeados de gas xenón, al aplicar un alto voltaje se forma una chispa que actúa como emisora de luz y conductora de la electricidad, por ello desprenden mayor irradiación ¹⁰.

Su principal desventaja es su alta intensidad, de manera que, para evitar el excesivo calor generado se recomendó fotopolimerizar en incrementos de 2 mm de espesor durante 3 a 5 segundos, otras desventajas son, el ruido que producen, costosas y de gran tamaño, lo que las hace no portátiles, por estas razones su uso se ha vuelto menos popular en los últimos años ³⁹.

3.2.4 Lámpara láser tipo Argón

Desde 1980, se han realizado varios estudios para investigar el uso del láser de argón para la fotopolimerización de materiales restauradores compuestos de resina. En 1986 Charles W. Hull lanza al mercado las lámparas láser tipo Argón, este tipo de lámparas implica una emisión estimulada de radiación y difiere de la fuente de luz convencional ⁴⁰. Estas poseen una emisión de energía de alta intensidad de 800 mW/cm² y un rango de onda de 476.5 a 480 nm, que coincide con los materiales que presentan canforquinona como fotoiniciador, sin embargo, pueden no ser muy efectivas en materiales con otro tipo de fotoiniciador, debido a que su espectro de longitud de onda es muy estrecho ¹⁰.

Cabe recalcar que al igual que las lámparas halógenas se han vuelto menos utilizadas por su costo elevado, por generar una gran cantidad de calor y propiciar una contracción de fotopolimerización muy elevada en dichos materiales ⁴¹. Aunque presentan una baja emisión, requieren un sistema sofisticado de enfriamiento, por

lo que no podrían ser trasladadas con facilidad, dificultando su uso para el personal odontológico ⁴².

3.2.5 Lámparas de diodo emisor de luz (LED)

Los primeros LED aparecieron a finales de los 90, y poco después fueron aplicadas en odontología como lámparas de fotopolimerizado, estas no incorporaron filtros en su estructura, eran de baja potencia, no tenían fibra óptica y ofrecían una eficiencia mucho mayor que cualquier otra fuente lumínica predecesora ⁴³, debido a que convierten de un 40 a 70% de la energía total en luz durante el proceso de fotopolimerización de materiales restauradores en comparación con las lámparas de luz halógena ⁴⁴.

Las luces de primera y segunda generación fueron capaces de fotopolimerizar grosores de hasta 2 mm de espesor y emitían un espectro de rango de onda que coincidía con la canforquinona, fenilpropanodiona y lucerina. Sin embargo, con la modificación de la composición de los materiales restauradores e inclusión de fotoiniciadores alternativos nació la necesidad de ampliar el rango de onda de las lámparas, surgiendo así la tercera generación de las LED, que son capaces de emitir ondas múltiples ⁴⁵.

Actualmente estos dispositivos se han vuelto muy populares por sus diferentes ventajas de uso, como su alta intensidad, tiempo de exposición corto y diseños más portátiles en comparación con las anteriores, además tiene una larga vida útil y posibilidades de fallo mínimas ⁴⁶.

3.2.5.1 Lámpara LED: Primera generación

Aparecieron en el año 1999, esta lámpara LED presentaba un rango de onda de 465 a 470 nm y tenía una baja intensidad de luz de 100-400 mW/cm² ²⁸. Utilizaban dos semiconductores diferentes para producir luz de una salida espectral definitiva que generalmente coincide con el rango de absorción de la canforquinona y la fenilpropanodiona, pero no abarcaba el rango de onda de la lucerina ⁴⁷.

Estas lámparas presentaron chips individuales concentrados en una sola matriz compacta que emitían una irradiación muy intensa en comparación con la luz halógena, de manera que tuvieron que incorporar una tecnología de disipación de calor para evitar que los chips LED tuvieran algún daño, posteriormente se

introdujeron nuevos chips, que se asemejaban a la primera presentación al ser individuales; con la diferencia que éstos eran planos, más pequeños y se concentraron en un área más reducida, dispuestos para optimizar la salida de luz y maximizar la emisión de calor ³².

Algunos modelos en forma de lápiz utilizaron carcasas de metal las cuales proporcionaron durabilidad estructural y, además, implementaron un área para la disipación térmica. Desafortunadamente al usar batería de uso níquel cadmio (NiCAD) tenían un tiempo de trabajo reducido, por eso continuaron con las rutinas de cargas ⁴⁸.

3.2.5.2 Lámpara LED: Segunda generación

Aparecieron en el año 2002, presentaban una intensidad de 500 a 1400 mW/cm² y un rango de onda de 420 a 490 nm. Inicialmente presentaron dos tipos de chips; las de 1 Watt (con una salida de 140 mW) y las de 5 Watts (con una salida de 600 mW) que aumentaron en gran medida la potencia de emisión de luz en comparación con las LED de primera generación, posteriormente la tecnología en las LED continuó avanzando apareciendo dispositivos de 10 a 15 Watts ³².

El aumento de potencia hasta 1400 mW/cm² permitía obtener una profundidad de fotopolimerizado cercana a la lograda con lámparas de luz halógena, con la diferencia que requerían de un menor tiempo de exposición comparado a esta última ⁴⁹. Sin embargo, esto ocasionaba un sobrecalentamiento por lo que los fabricantes implementaron ventiladores internos y grandes disipadores de calor ¹⁰.

Eran capaces de fotopolimerizar los materiales restauradores a base de canforquinona, no obstante, se obtuvo un fotopolimerizado irregular en aquellos materiales a base de otros fotoiniciadores como fenilpropandiona y lucerina ²⁸.

Para mejorar el tiempo de trabajo con estas lámparas se incorporaron baterías de Ni-MH (níquel-hidruro metálico) optimizando así su desempeño ⁵⁰.

3.2.5.3 Lámpara LED: Tercera generación

Surgieron en el año 2004, también llamadas "polywave" y algunos modelos alcanzan una intensidad de hasta 3200 mW/cm², dependiendo del modo que el operador seleccione ⁵¹.

Estas lámparas poseen diferentes esquemas de distribución de los chips de luz ultravioleta y LED que utilizan en simultáneo proporcionando una mayor longitud de onda, es importante recalcar que la disposición de los mismos varía de marca en marca ³². La totalidad de las emisiones de estos chips proporciona un rango de onda más amplio fotopolimerizando a todos los materiales restauradores independientemente del fotoiniciador presente, sin causar grandes cambios en su composición, así bien esta generación logra cubrir todos los fotoiniciadores alternativos actuales y no solo la canforquinona ⁵².

La primera en ser introducida al mercado fue la Ultralume 5, lanzada por la casa comercial Ultradent Products, la cual en su estructura presentó un chip LED central rodeado de cuatro chips ultravioleta, posteriormente la compañía Ivoclar Vivadent lanzó la Bluephase 20i que presentaba tres chips LED y un chip ultravioleta de rango de onda más corto, luego Ultradent Products introdujo la VALO, que poseía dos chips LED de un mismo rango de onda de 460 nm, ambos dispuestos diagonalmente; un tercer chip LED de un rango de onda menor de 445nm y un cuarto chip ultravioleta de un rango de onda incluso menor de 440 nm, estos dos últimos dispuestos de manera diagonal opuesta a los anteriores mencionados ⁵³, ya que estas lámparas muestran modos de alta intensidad se considera un posible riesgo de lesión pulpar durante la fotopolimerización si no se gradúa correctamente, llegando a ocasionar necrosis pulpar ⁴⁷.

Las lámparas LED de tercera generación usan baterías de litio, las cuales son más duraderas y proporcionan un prolongado rendimiento en la práctica odontológica ⁵².

Tipos de lámpara		Marca Comercial	Rango de Onda	Intensidad de Luz
Lámpara de Luz Halógena		QHL 75, Dentsply 3M	400-500 nm	620 mW/cm ²
		Spectrum 800, Dentsply	400-500 nm	800 mW/cm ²
		Polofil Lux, VOCO	400-520 nm	500 mW/cm ²
		Optilux 501, Kerr Corporation	400-505 nm	850 mW/cm ²
		Translux Energy, Heraeus Kulzer	400-515 nm	900 mW/cm ²
		Ultralux, Dabi Atlante	400-500 nm	500 mW/cm ²
		Megalux CS, Megadent	400-500 nm	600 mW/cm ²
		Heliolux DLX, Ivoclar Vivadent	400-500 nm	700 mW/cm ²
Lámpara de Luz de Emisión de Diodos	Primera Generación	LuxoMax, Akeda Lystrup	430-490 nm	400 mW/cm ²
		Elipar Freelight, 3M ESPE	440-490 nm	400 mW/cm ²
		Starlight, Mectron	440-480 nm	500 mW/cm ²
	Segunda Generación	Bluephase, Ivoclar Vivadent	380-515 nm	1200 mW/cm ²
		Elipar Freelight 2, 3M ESPE	430-480 nm	1000 mW/cm ²
		Translux Power Blue, Heraeus Kulzer	440-480 nm	1000 mW/cm ²
	Tercera Generación	Valo Ortho, Ultradent Products	385-515 nm	3200 mW/cm ²
		Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent	385-515 nm	2000 mW/cm ²
		Radii Plus, Dentsply	420-480 nm	1500 mW/cm ²
Lámpara Láser		Eufoton	405 nm	650 mW/cm ²
		Accucure 3000, Lasermed	430-500 nm	600 mW/cm ²
Lámpara Plasma		Sapphire Plus, Denmat Holdings	450-480 nm	2300 mW/cm ²
		Litex 685w, Dentamerica	400-540 nm	2000 mW/cm ²
		Plasma ARC, American Dental Technologies	450-500 nm	2400 mW/cm ²

Tabla 2 Tipos de lámpara

IV. Conclusiones

Las lámparas fotopolimerizadoras se han convertido en un componente esencial de la odontología moderna y han evolucionado hasta llegar a las LED de tercera generación que presentan un rango de onda más amplio.

La canforquinona es el fotoiniciador más utilizado y posee un rango de onda que coincide con el espectro de todas las lámparas, sin embargo, su gran desventaja es que provoca cambios de coloración del material restaurador. En los últimos años han aparecido nuevos fotoiniciadores alternativos que presentan diferentes rangos de onda, los mismos que los profesionales deben tener en cuenta en el momento de la elección de la lámpara fotopolimerizadora.

V. Recomendaciones

- Sugerimos realizar un ensayo clínico con respecto al efecto de las diferentes generaciones de las lámparas LED (1^a, 2^a y 3^a) en la polimerización de una resina compuesta (Filtek Z350 XT, 3m ESPE). Para esto tendríamos tres grupos de pacientes a los que se les realizará restauraciones con una resina compuesta y se evaluará la longevidad a los 6 meses.
- Encontramos poca información con respecto a los fotoiniciadores recientes como DMPA y BAPO, por lo que sugerimos desarrollar un estudio in vitro en el que se analicen resinas experimentales con estos nuevos fotoiniciadores en su composición. Se tendrían tres grupos: resina con DMPA, resina con BAPO y un grupo control (resina con canforquinona), se evaluará el grado de conversión y microdureza.

Referencias bibliográficas

- 1) Del Valle A, Christiani J, Álvarez N, Zamudio M. Revisión de resinas Bulk Fill: estado actual. RAAO.2018;58(1):56-60.Disponible en:<https://www.ateneodontologia.org.ar/articulos/lviii01/articulo6.pdf>
- 2) Corral C, Vildósola P, Bersezio C, Alves E, Fernández E. Revisión del estado actual de resinas compuestas bulk-fill. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2015;27(1):177-96. doi: 10.17533/udea.rfo.v27n1a9
- 3) Romero M, Campos J. Riesgo ocular asociado con el uso de lámparas de fotocurado en el consultorio dental. Odontol Pediatr.2018;17(1):61-9. doi: 10.33738/spo.v17i1.116
- 4) Alain M, Montenegro Y, Álvarez, J. Historical evolution of light-cure lamps (photo polymerization's lamps). Revista Habanera de Ciencias Médicas.2015;15(1):8-16. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/297737002_Evolucion_historica_de_las_lamparas_de_fotopolimerizacion
- 5) Moradas M, Álvarez B. Dynamics of polymerization focused on reducing or preventing the stress of contraction of the current composite resins. Bibliographic review. Av Odontoestomatol. 2017;33(6):261-72. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852017000600002
- 6) Orozco R, Álvarez G, Guerrero J. Fotopolimerización de resinas compuestas a través de diversos espesores de tejido. Rev Odontol Mex. 2015;19(4):222-27. doi: doi.org/10.1016/j.rod mex.2015.10.002
- 7) Fornaini C, Lagori G, Merigo E, Rocca JP, Chiusano M, Cucinotta A. 405 nm diode laser, halogen lamp and LED device comparison in dental composites cure: an "in vitro" experimental trial. Laser Ther. 2015 Dec 30;24(4):265-74. doi: 10.5978/islsm.15-OR-16.
- 8) Drost T, Reimann S, Frentzen M, Meister J. Effectiveness of photopolymerization in composite resins using a novel 445-nm diode laser in comparison to LED and halogen bulb technology. Lasers Med Sci. 2019 Jun;34(4):729-36. doi: 10.1007/s10103-018-2651-1.
- 9) Acurio P, Falcón G, Casas L. Comparación de la resistencia compresiva de resinas convencionales vs resinas tipo Bulk fill. Odontología Vital 2017;27:69-77.

Disponível em: <https://www.scielo.sa.cr/pdf/odov/n27/1659-0775-odov-27-00069.pdf>

- 10) Lima CDR, da Silva DB, Vitti RP, Miranda ME, Brandt WC. Mechanical properties of experimental resin cements containing different photoinitiators and co-initiators. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2019 Aug;11:285-90. doi: 10.2147/CCIDE.S221742.
- 11) Price RBT. Light Curing in Dentistry. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):751-78. doi: 10.1016/j.cden.2017.06.008.
- 12) 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 Res Int*. 2018 May:1-10. doi: 10.1155/2018/7921247.
- 13) Lucey SM, Santini A, Roebuck EM. Degree of conversion of resin-based materials cured with dual-peak or single-peak LED light-curing units. *Int J Paediatr Dent*. 2015 Mar;25(2):93-102. doi: 10.1111/ipd.12104.
- 14) Manojlovic D, Dramićanin MD, Lezaja M, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, Miletic V. Effect of resin and photoinitiator on color, translucency and color stability of conventional and low-shrinkage model composites. *Dent Mater*. 2016 Feb;32(2):183-91. doi: 10.1016/j.dental.2015.11.027.
- 15) Gutierrez A, Pomacóndor C. Comparación de la profundidad de polimerización de resinas compuestas bulk fill obtenida con dos unidades de fotoactivación LED: polywave versus monowave. *Odontol Sanmarquina*. 2020;23(2):131-38. doi: doi.org/10.15381/os.v23i2.17757
- 16) AlSheikh R. Color stability of Lucirin-photo-activated resin composite after immersion in different staining solutions: a spectrophotometric study. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2019 Sep;11:297-311. doi: 10.2147/CCIDE.S216011.
- 17) Oliveira DC, Souza-Junior EJ, Dobson A, Correr AR, Brandt WC, Sinhoreti MA. Evaluation of phenyl-propanedione on yellowing and chemical-mechanical properties of experimental dental resin-based materials. *J Appl Oral Sci*. 2016 Nov-Dec;24(6):555-60. doi: 10.1590/1678-775720160058.

- 18) Singh S, Rajkumar B, Gupta V, Bhatt A. Current photo-initiators in dental materials. *International Journal of Applied Dental Sciences* 2017 Dec;3(1):17-20. Disponible en: <http://www.oraljournal.com/vol3issue1/pdf/2-4-33.1.pdf>
- 19) Dressano D, Palialol AR, Xavier TA, Braga RR, Oxman JD, Watts DC, Marchi GM, Lima AF. Effect of diphenyliodonium hexafluorophosphate on the physical and chemical properties of ethanolic solvated resins containing camphorquinone and 1-phenyl-1,2-propanedione sensitizers as initiators. *Dent Mater.* 2016 Jun;32(6):756-64. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.010.
- 20) Aldossary M, Santini A. Resin-Based Composite and LCU-related Factors Affecting the Degree of Cure. A Literature Review: Part 1. Resin-Based Composites. *Acta Medica Marisiensis.* 2015;61(3):153-57. Disponible en: doi: <https://doi.org/10.1515/amma-2015-0126>
- 21) Delgado AJ, Castellanos EM, Sinhoreti M, Oliveira DC, Abdulhameed N, Geraldeli S, Sulaiman TA, Roulet JF. The Use of Different Photoinitiator Systems in Photopolymerizing Resin Cements Through Ceramic Veneers. *Oper Dent.* 2019 Jul/Aug;44(4):396-404. doi: 10.2341/17-263-L.
- 22) Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *Br Dent J.* 2017 Mar 10;222(5):337-44. doi: 10.1038/sj.bdj.2017.214.
- 23) Mucci V, Vallo C. Efficiency of 2,2-Dimethoxy-2-phenylacetophenone for the photopolymerization of methacrylate monomers in thick sections. *Journal of Applied Polymer Science.* 2012 Jan;123(1):418-25. doi: 10.1002 / app.34473
- 24) Barcelos LM, Borges MG, Soares CJ, Menezes MS, Huynh V, Logan MG, Fugolin APP, Pfeifer CS. Effect of the photoinitiator system on the polymerization of secondary methacrylamides of systematically varied structure for dental adhesive applications. *Dent Mater.* 2020 Mar;36(3):468-77. doi: 10.1016/j.dental.2020.01.020.
- 25) Meereis CT, Leal FB, Lima GS, de Carvalho RV, Piva E, Ogliari FA. BAPO as an alternative photoinitiator for the radical polymerization of dental resins. *Dent Mater.* 2014 Sep;30(9):945-53. doi: 10.1016/j.dental.2014.05.020.
- 26) Popal M, Volk J, Leyhausen G, Geurtsen W. Cytotoxic and genotoxic potential of the type I photoinitiators BAPO and TPO on human oral keratinocytes and V79

- fibroblasts. Dent Mater. 2018 Dec;34(12):1783-96. doi:10.1016/j.dental.2018.09.015.
- 27) Vandewalker JP, Casey JA, Lincoln TA, Vandewalle KS. Properties of dual-cure, bulk-fill composite resin restorative materials. Gen Dent. 2016 Mar-Apr;64(2):68-73. Disponible en: [https://www.agd.org/docs/default-source/self-instruction-\(gendent\)/gendent_ma16_vandewalle.pdf?sfvrsn=b8887ab1_0](https://www.agd.org/docs/default-source/self-instruction-(gendent)/gendent_ma16_vandewalle.pdf?sfvrsn=b8887ab1_0)
- 28) Aldossary M, Santini A. Resin-Based Composite and LCU-related Factors Affecting the Degree of Cure. A Literature Review: Part 2. Light Curing Units & Related Factors. Acta Medica Marisiensis. 2015 Sep;61(4):255-60. doi: 10.1515/amma-2015-0127
- 29) Guerrero A, Chumi R. Comparación in vitro de la profundidad de curado de una resina nanohíbrida fotoactivada con luz halógena versus luz led In Vitro. Revista Nacional de Odontología ISSN. 2018 Oct;14(26):1-10. doi: 10.16925/od.v13i26.2042
- 30) Sahu Y, Kridutt V, Jain A, Deshmukh P, Jain D, Sharma S. To evaluate the functional efficacy of various light curing units in dental clinics across Chhattisgarh state. Indian Journal of Conservative and Endodontics. 2017; 2(1):1-5. Disponible en: [https://www.innovativepublication.com/media/journals/IJCE_2\(1\)_1-5.pdf](https://www.innovativepublication.com/media/journals/IJCE_2(1)_1-5.pdf)
- 31) Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry: a review. Prim Dent J. 2013 Oct;2(4):30-3. doi: 10.1308/205016814809859563.
- 32) Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. Braz Oral Res. 2017 Aug;28;31(1)64-91. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061.
- 33) Mangat P, Dhingra A, Bhardwaj G. Curing Lights and the science behind them- An Overview. Journal of Dental and Medical Sciences. 2014 Dec;13(12):35-9. Disponible en: <https://pdfs.semanticscholar.org/f679/6f3c916c6ed0104719f4a53b6316a71dbced.pdf>
- 34) Gupta SP, Shrestha BK. Shear bond strength of a bracket-bonding system cured with a light-emitting diode or halogen-based light-curing unit at various polymerization times. Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry. 2018 Sep; 10(1):61–7. doi: 10.2147/CCIDE.S155829

- 35) Ritto F, da Silva E, Sampaio-Filho H, Lacerda R, Borges M, Bastian F. Physical–mechanical evaluation of a microhybrid and a nanofilled composite light activated by quartz-halogen tungsten and light-emitting diode. *Journal of Composite Materials*. 2018:1-10. doi.org/10.1177/0021998318793720.
- 36) Luddin N, Ibrahim N, Khursheed M. The Effects of Shade, Light Curing Method and Exposure Time on Surface Microhardness of Nanocomposite Material. *International Medical Journal*. 2014 Feb;21(1):28-30. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/260790391_The_Effects_of_Shade_Light_Curing_Method_and_Exposure_Time_on_Surface_Microhardness_of_Nanocomposite_Material
- 37) Villarreal A, Guerrero J, Yamamoto A, Barceló FH. Profundidad de curado de selladores de fasetas y fisuras utilizando luz emitida por diodos (LED) a diferentes distancias. *Revista Odontológica Mexicana*. 2015 Jun;19(2):76-80. Disponible en: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1870-199X2015000200002
- 38) AlQahtani MQ, Michaud PL, Sullivan B, Labrie D, AlShaafi MM, Price RB. Effect of High Irradiance on Depth of Cure of a Conventional and a Bulk Fill Resin-based Composite. *Oper Dent*. 2015 Nov-Dec;40(6):662-72. doi: 10.2341/14-244-L.
- 39) Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. *J Dent Res*. 2015 Sep;94(9):1179-86. doi:10.1177/0022034515594786.
- 40) Mastrangelo F, Perraro I, Mattia S, Troiano G, Zhurakivska K, Polizzi E, Chiesa R, Gherlone E, Lo Muzio L. Laser versus LED polymerization: Comparison of in vitro preventive sealing procedures. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*. 2019 Feb:1-6. doi:10.1177/2280800018816013
- 41) Briceño J., Gaviria D., Carranza Y. Láser en odontología: fundamentos físicos y biológicos. *Univ odontol*. 2016 Jul-Dic;35(75):1-22. doi:10.11144/Javeriana.uo35-75.loff
- 42) Segreto DR, Naufel FS, Brandt WC, Guiraldo RD, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Influence of Photoinitiator and Light-Curing Source on Bond Strength of

- Experimental Resin Cements to Dentin. *Braz. Dent. J.* 2016 Feb;27(1):83-9. doi:10.1590/0103-6440201600387
- 43) Hammouda IM, Beyari MM. Light Emitting Diode in Comparison to Halogen Curing Technology: Microshear Bond Strength of Dental Composite Resin Restorative Material. *Int J Dentistry Oral Sci.* 2015 Jan;2(1):29-34. Disponible en: doi:10.19070/2377-8075-150007
- 44) Waławczyk A, Postek-Stefańska L, Pietraszewska D, Birkner E, Zalejska-Fiolka J, Wysoczańska-Jankowicz I. TEGDMA and UDMA monomers released from composite dental material polymerized with diode and halogen lamps. *Adv Clin Exp Med.* 2018 Apr;27(4):469-76. doi: 10.17219/acem/68382.
- 45) Kaya MS, Bakkal M, Durmus A, Durmus Z. Structural and mechanical properties of a giomer-based bulk fill restorative in different curing conditions. *J Appl Oral Sci.* 2018 Jan;26(1):1-10. doi: 10.1590/1678-7757-2016-0662.
- 46) Alasiri RA, Algarni HA, Alasiri RA. Ocular hazards of curing light units used in dental practice - A systematic review. *Saudi Dent J.* 2019 Apr;31(2):173-80. doi: 10.1016/j.sdentj.2019.02.031.
- 47) Singh K, Gupta N, Abraham D, Dax S, Singh A. A Comparison of Properties of Restorative Composite Resins Cured with Quartz Tungsten Halogen (QTH) and Light Emitting Diode (LED) Light Curing Units: An Invitro Study. *OHDM.* 2016 Apr;15(2):1-5. Disponible en: <https://www.oralhealth.ro/volumes/2016/volume-1/Paper867.pdf>
- 48) Shortall AC, Palin WM, Jacquot B, Pelissier B. Advances in light-curing units: four generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use: Part 2. From present to future. *Dent Update.* 2012 Jan-Feb;39(1):13-22. doi: 10.12968/denu.2012.39.1.13.
- 49) Shortall AC, Price RB, MacKenzie L, Burke FJ. Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units - Part 1. *Br Dent J.* 2016 Oct;221(8):453-60. doi: 10.1038/sj.bdj.2016.772.
- 50) Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, De Munck J. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J Dent.* 2015 Jun;43(6):664-72. doi: 10.1016/j.jdent.2015.01.002.
- 51) 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 Sep;26(5):376-82. doi: 10.1111/ipd.12213.

- 52) Sampaio CS, Pizarro PG, Atria PJ, Hirata R, Giannini M, Mahn E. Effect of Shortened Light-Curing Modes on Bulk-Fill Resin Composites. *Oper Dent*. 2020 Feb;1-10 doi: 10.2341/19-101-L.
- 53) Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater*. 2013 Jun;29(6):605-17. doi: 10.1016/j.dental.2013.02.003.