



## **FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

PROFUNDIDAD DE CURADO DE LA RESINA COMPUESTA SUPRA-  
NANOPARTICULADA FOTOPOLIMERIZADA CON LÁMPARAS LEDS EN  
DIFERENTES TIEMPOS DE EXPOSICIÓN IN VITRO

**Línea de investigación:**

**Biomateriales**

Tesis para optar el título profesional de Cirujano Dentista

**Autor:**

Obispo Silva, Jorge Luis

**Asesora:**

Medina y Mendoza, Julia Elbia  
(ORCID: 0000-0002-7176-4417)

**Jurado:**

García Rupaya, Carmen Rosa  
Nicho Valladares, Miriam Kelly  
Scipión Castro, Rafael Douglas

**Lima - Perú**

**2022**

**Referencia:**

Obispo, J. (2022). *Profundidad de curado de la resina compuesta supra-nanoparticulada fotopolimerizada con lámparas leds en diferentes tiempos de exposición in vitro*. [Tesis de pregrado, Universidad Nacional Federico Villarreal]. Repositorio Institucional UNFV. <https://repositorio.unfv.edu.pe/handle/20.500.13084/6467>



**Reconocimiento - No comercial - Sin obra derivada (CC BY-NC-ND)**

El autor sólo permite que se pueda descargar esta obra y compartirla con otras personas, siempre que se reconozca su autoría, pero no se puede generar obras derivadas ni se puede utilizar comercialmente.

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>



Universidad Nacional  
**Federico Villarreal**

**VRIN** | VICERRECTORADO  
DE INVESTIGACIÓN

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**PROFUNDIDAD DE CURADO DE LA RESINA COMPUESTA SUPRA-  
NANOPARTICULADA FOTOPOLIMERIZADA CON LÁMPARAS  
LEDS EN DIFERENTES TIEMPOS DE EXPOSICIÓN IN VITRO**

Línea de Investigación: Biomateriales  
Tesis para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

Autor

Obispo Silva, Jorge Luis

Asesora

Medina y Mendoza, Julia Elbia  
(ORCID: 0000-0002-7176-4417)

Jurado

García Rupaya, Carmen Rosa

Nicho Valladares, Miriam Kelly

Scipión Castro, Rafael Douglas

LIMA – PERÚ

2022

## **Agradecimientos**

Agradezco a Dios por permitirme llegar a esta etapa de mi vida. También a mis padres Jorge y Flora por su dedicación y por mostrarme su apoyo en todo momento. A mis hermanas Nancy, Paola, Romina y a mi sobrino Adam, por darme un motivo a superarme cada día. También agradecer a la Dra. Julia Medina por su tiempo y apoyo en la elaboración de este trabajo, agradecer al Dr. Cesar Lamas, por su amistad por su gran ayuda y consejos, al Dr. Arturo Anzardo, al Dr. Amílcar Nivin y al Dr. Eduardo Díaz por ser grandes maestros de vida y de carrera, orientarme en esta profesión tan hermosa que es la odontología. Mil gracias a cada uno de ellos.

**Dedicatoria**

Este trabajo le dedico con mucho cariño a Dios por darme la fortaleza de seguir adelante, a mi familia, mi padre Jorge, mi madre Flora mis hermanas Nancy, Paola, Romina y a mi sobrino Adam, por su apoyo incondicional y motivarme a concluir esta etapa de vida, siempre con sus consejos y superarme cada día más en esta linda carrera, gracias de todo corazón por ser parte de mi vida.

## Índice

<b>I. Introducción.....</b>	<b>1</b>
1.1. Descripción y formulación del problema.....	1
1.2. Antecedentes.....	3
1.3. Objetivos.....	11
1.4. Justificación.....	12
1.5. Hipótesis.....	13
<b>II. Marco teórico.....</b>	<b>14</b>
2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación .....	14
2.1.1. Historia de la evolución de las resinas compuestas.....	14
2.1.2. Características de las resinas compuestas.....	15
2.1.3. Matriz orgánica.....	15
2.1.4. Relleno inorgánico.....	17
2.1.5. Agente de unión o de acoplamiento.....	18
2.1.6. Polimerización de las resinas compuestas.....	19
2.1.7. Resinas compuestas bulk.....	20
2.1.8. Profundidad de curado y Norma ISO 4049.....	22
2.1.9. Contracción volumétrica y estrés de contracción.....	23
2.1.10. Evolución histórica de las lámparas de fotopolimerización.....	24
<b>III. Método.....</b>	<b>31</b>
3.1. Tipo de investigación.....	31
3.2. Ámbito temporal y espacial.....	31
3.3. Variables.....	31
3.4. Población y muestra.....	32
3.5. Instrumentos.....	33
3.6. Procedimientos.....	34

3.7. Análisis de datos.....	34
3.8. Consideraciones éticas.....	34
<b>IV. Resultados.....</b>	<b>36</b>
<b>V. Discusión de resultados.....</b>	<b>44</b>
<b>VI. Conclusiones.....</b>	<b>47</b>
<b>VII. Recomendaciones.....</b>	<b>48</b>
<b>VIII. Referencias.....</b>	<b>49</b>
<b>IX. Anexos.....</b>	<b>56</b>
Anexo A: Matriz de consistencia.....	56
Anexo B: Norma ISO 4049.....	57
Anexo C: Cuadro de recolección de datos.....	60
Anexo D: Abreviaturas utilizadas.....	61
Anexo E: Fotos de la experimentación.....	62

## Resumen

El objetivo de este trabajo de investigación fue comparar la (PC) de la resina bulk fill flow® A1 (tokuyama) con 4 lámparas de fotocurado de tecnología L.E.D de la marca woodpecker (*X-Cure*®, *iLED One Cure*®, *LED D*®, *LED C*®) y la (LH) (LITEX 680), in vitro, siendo la (RC) polimerizada con estas lámparas y así constatar si pueden cumplir con la norma ISO 4049 sobre la profundidad de curado. Métodos: Se utilizó una matriz de acero inoxidable de forma cuadrada 4cm x 4cm de perímetro y de 10mm de espesor, en el medio un círculo con un diámetro de 4mm y una longitud de 10mm para preparar 100 bloques de resina bulk fill flow® (tokuyama), distribuidos en 5 grupos, 20 bloques por cada lámpara y a su vez cada grupo subdividido en 2 grupos, 10 cilindros fotocurados en 10 segundos y los otros 10 restantes fotocurados en 20 segundos. Para la prueba se coloca la (RC) dentro de la matriz de acero se llena hasta el tope y se fotopolimeriza luego son desmoldando los bloques retirando con una espátula de plástico la resina si polimerizar, luego con un calibrador digital se empezaron a medir la longitud de cada cilindro. Los datos fueron sometidos a estadística descriptiva como el promedio, mediana, moda, desviación estándar, mínimo y máximo. Resultados: se mostró mayores valores promedio a los 20 segundos en comparación con los 10 segundos, siendo la más alta el promedio de 9.626 para la lámpara LED C, seguida por 9.367 para la LED D. Se pudo visualizar que la mayor diferencia promedio a los 20 segundos respecto a los 10 segundos se presentó en las lámparas LED D (diferencia de medias de 0.446) seguida de las lámparas LED XCURE® (diferencia de medias de 0.364). En todas las lámparas L.E.Ds, las diferencias de medias a los 20 respecto a los 10 segundos, fueron estadísticamente significativas ( $P < 0.001$ ). Conclusión: el tiempo de exposición de 20 seg. Mejora la (PC) a comparación de la de 10 seg. y que las todas las lámparas utilizadas en esta investigación cumplen con la profundidad de curado según la norma ISO 4049 por estar dentro de los parámetros de dicha norma.

*Palabras clave:* profundidad de curado, norma ISO 4049, LED, halógena.

### Abstract

The objective of this research work was to compare the (PC) of the bulk fill flow® A1 resin (tokuyama) with 4 light-curing lamps of woodpecker brand L.E.D technology (X-Cure®, iLED One Cure®, LED D®, LED C®) and (LH) (LITEX 680), in vitro, being the (RC) polymerized with these lamps and thus verify if they can comply with the ISO 4049 standard on the depth of curing. Methods: A square stainless steel matrix with a perimeter of 4cm x 4cm and a thickness of 10mm was obtained, with a circle in the middle with a diameter of 4mm and a length of 10mm to prepare 100 blocks of bulk fill flow® resin (tokuyama), distributed in 5 groups, 20 blocks for each lamp and each group in turn subdivided into 2 groups, 10 light-cured cylinders in 10 seconds and the other 10 light-cured in 20 seconds. For the test, the (RC) is placed inside the steel matrix, it is filled to the top and light-cured, then the blocks are unmolded, removing the unpolymerized resin with a plastic spatula, then with a digital caliper it will grow to measure the length. Of each cylinder. Data were subjected to descriptive statistics such as mean, median, mode, standard differences, minimum and maximum. Results: higher average values are shown at 20 seconds compared to 10 seconds, the highest being the average of 9.626 for LED C, followed by 9.367 for LED D. It was possible to see that the greatest average difference at 20 seconds compared to 10 seconds was presented in LED D lamps (mean difference of 0.446) followed by XCURE® LED lamps (mean difference of 0.364). In all the L.E.Ds lamps, the differences in means at 20 with respect to 10 seconds were statistically significant ( $P < 0.001$ ). Conclusion: the exposure time of 20 sec. improves the (PC) compared to that of 10 sec.) and that all the lamps used in this research comply with the depth of cure according to the ISO 4049 standard because they are within the parameters of said standard.

*Keywords:* depth cure, ISO 4049 standard, LED, halogen

## I. Introducción

Las resinas compuestas (RC) son uno de los materiales odontológicos más representativos dentro y fuera de la profesión, por su historia, por su evolución, marketing, su constante mejoramiento en sus propiedades físicas, químicas, mecánicas, ópticas, estéticas y su demanda por los pacientes de esa forma fueron desplazando poco a poco a las amalgamas dentales, siendo una de las soluciones para sector posterior y sobre todo resaltando en el sector anterior ya que este último requiere propiedades ópticas similares a los dientes naturales sin ser un tratamiento invasivo como otros. (Rueggerberg, 1988).

Con la evolución de las (RC), aparecen las lámparas de fotopolimerización(FP) las cuales han pasado por muchas fases desde la lámpara halógena (LH) hasta las más conocidas y usadas actualmente como las lámparas L.E.Ds (light-emitting diode), debido a su practicidad para el operador, fácil uso, durabilidad, precio, ser un sistema de bajo calor, radiación permisible y variedades de modelos que han aparecido en el mercado en estos últimos años, al igual que para el fabricante las lámparas L.E.Ds son mucho menos costosas en tema de producción, siendo así la lámpara de elección actualmente, cabe mencionar que la (LH) ya nos producen hoy en día, a causa que se deterioran los filtros por falta de mantenimiento, excesivo calor y costo de producción a comparación de las lámparas L.E.Ds, pero aún siguen siendo usadas en los consultorios particulares de Lima y otras provincias y en el sector público. (Anusavice, 2013).

### 1.1. Descripción y formulación del problema

Estas lámparas L.E.Ds son muy usadas para fotopolimerizar las (RC), uno de los parámetros a considerar sobre la (FP) de las (RC) es la profundidad de curado(PC) la cual determina que tan grueso puede ser la (RC) fotopolimerizable de la superficie hasta el fondo de la cavidad manteniendo al mismo tiempo un nivel de conversión de monómero aceptable así dando un nivel eficiente de la (FP) ya que una (RC) que quede sin fotopolimerizar conlleva

a desencadenar problemas, como deficientes propiedades mecánicas, degradación de la (RC), filtraciones marginales, caries recidivantes, reacciones adversas provocadas por monómeros que no han sido fotopolimerizados dando sensibilidad post-operatoria entre otras. (Geurtsen, 2000)

La técnica que se recomienda al aplicar las (RC) sobre la cavidad dentaria son los incrementos oblicuos de 2mm de espesor para garantizar su (FP) óptima, y así tener la menor contracción volumétrica (CV), algunos estudios recientes disponen que dicha técnica tiene sus desventajas a comparación de una técnica monoincremental, una de ellas sería trabajar en cavidades profundas mayores de 4mm y de diámetros mayores, o reconstrucciones de dientes post-endodoncia que superan cavidades hasta de 10mm de profundidad, lo cual el tiempo clínico aumentaría y presentaría mayores problemas como la acumulación de burbujas en cada incremento, falta de adaptación en las cavidades, mayor (CV) de la (RC) a la (FP), además que se debería tener lámparas de mayor intensidad que puedan llegar hasta el fondo de la cavidad y lograr polimerizar la resina. (Pilo et al., 1999).

En el mercado han aparecido unas (RC) conocidas como (RC) bulk fill (BF) que nos permite según el fabricante polimerizar incrementos hasta de 4 mm lo cual nos daría una ventaja en el tiempo clínico en dientes vitales y no vitales, en el campo de la odontopediatria son muy útiles por su rapidez de incrementos de un solo bloque. (Park et al., 2008)

En el mercado mundial las lámparas L.E.Ds son las más usadas por sus beneficios y en el Perú no es la excepción, lo cual en los últimos años las importaciones de lámparas L.E.Ds han aumentado considerablemente y sobre todo las de procedencia China, siendo las más adquiridas por los cirujanos dentistas por su costo asequible. Existen lámparas de diferentes modelos, marcas y con distintas longitudes de onda (LO) para determinados tratamientos. La norma internacional emitida por la Organización internacional de estandarización (ISO) indica los requerimientos mínimos y las formas de prueba estándar de para los materiales, que exigen

que los fabricantes de dichas lámparas cumplan con los requisitos establecidos, en este caso sobre la (PC) según la norma ISO 4049. Esta norma internacional especifica los requisitos para los materiales restauradores de (RC) para el uso en restauraciones directas.

Existen varias pruebas para medir la (PC) de las (RC) de las cuales los más utilizados son: el método establecido por la norma ISO 4049, el método de la microdureza por medio de un microdurómetro y el método a través del grado de conversión por medio de espectroscopia infrarroja a su vez exponer a la (RC) a tiempos prolongados a rayos UV. Los dos últimos métodos son más precisos pero mucho más costosos, en esta investigación se elige el método establecido por la norma ISO 4049 que es la prueba obligatoria para poder certificar y que puedan recomendar los fabricantes sobre las indicaciones de los productos y protocolos a dar, lo cual es un método de poder visualizar resultados de manera rápida y objetiva, sin necesidad de equipos sofisticados y costosos. (Erickson, 2019).

En esta investigación se profundizará si la fotopolimerización de la resina compuesta supra- nanoparticulada *Bulk Fill Flow® (Tokuyama)* si es óptima mediante el tiempo de exposición de 10 a 20seg.

¿Qué diferencia habrá en la profundidad de curado de la resina compuesta supra-nanoparticulada- *Bulk Fill Flow® (Tokuyama)* fotopolimerizadas con lámparas L.E.Ds en diferentes tiempos de exposición in vitro?

## **1.2. Antecedentes**

Guerrero y Chumi (2017), realizaron una investigación titulada “Comparación in vitro de la profundidad de curado de una resina nanohíbrida fotoactivada con luz halógena Versus luz led”. En su estudio compararon la (PC) de un (RC) nanohíbrida fotoactivada con (LH) versus luz L.E.D según el ISO 4049.

Que colocaron en una base del formador de probetas una tira de celuloide, en la cual se situó la (RC) Z350 XT (3M), color A2. Se sobreobturó al tope del formador de probetas y se

colocó una segunda tira de celuloide en la parte de arriba. Se fotopolimerizó la (RC) con una (LH) y otra lámpara L.E.D de 3era generación. Se retiró la (RC) del molde y se apartó el material sin polimerizar con una espátula. Se realizó a medir la altura del material fotocurado con el micrómetro digital (t304b.w-1220) con una exactitud de +0,01 mm. La prueba se hizo 3 veces y se obtuvo el valor promedio de la (PC). Al dividir el resultado entre 2 se consiguió la (PC) según la ISO 4049.

El Resultado dado fue el valor mínimo de (PC) se adquirió con la (LH) (2,23 mm), a diferencia de la fotoactivación con la lámpara L.E.D (2,32 mm). Hay diferencia apreciable en la (PC) de una (RC) cuando es fotopolimerizada con (LH) vs. Luz L.E.D.

Villareal et al. (2015), hicieron una investigación titulada “Profundidad de curado de selladores de fosetas y fisuras utilizando luz emitida por diodos (LED) a diferentes distancias”.

En este estudio se retiró con una espátula para (RC) (Suter Dental®) el material no fotopolimerizado. El resultado se calibró con un Vernier electrónico en mm y el resultado conseguido se dividió entre 2 (Norma 27 ADA). El grupo a 0 mm obtuvo una (PC) de 2.01 mm (DE 0.11) y el grupo a 10 mm fue el resultado con escasa (PC) con 1.62 mm (de 0.08). Se encontraron discrepancias estadísticamente notables en los resultados promedio al confrontar los tres grupos ( $p < 0.05$ ). Finalizaron que al distanciar la luz de (FP) de los selladores afecta su (PC).

Zambrano (2016), Realizó una investigación titulada “Efectividad del uso de lámparas de alta potencia en la profundidad de fotocurado en resinas compuestas” en dicho estudio comparativo in vitro realizó con cuatro grupos de estudio; dos grupos de (RC) de 4mm y dos grupos de (RC) de 5mm de grosor por 6mm de diámetro. La muestra estuvo compuesta por 40 bloques de (RC) que efectuaron con los estándares mencionados en el estudio. El producto de las medidas fueron testeadas con el protocolo que menciona el fabricante y las medidas manifestadas por el micrómetro. Para de prevenir inexactitud de medición se ejecutó una

prueba piloto por medio de la evaluación con un experto, con resultados de conformación de 0.98. La validez del uso de las distintas lámparas en la (PC) calibradas en grosores de 4 y 5mm en (RC) tipo bulk fill no indica discrepancias estadísticamente apreciables entre la lámpara Valo Cordless con la Coltolux LED. A la vez al comparar la lámpara LED Coltolux Coltene 4 y 5mm, y por otro lado la Valo Cordless 4 y 5mm, si se encontraron variedad relevante en la efectividad de la (PC).

Medina y Carvajal (2016), realizaron una investigación titulada “Estudio comparativo in vitro de la profundidad de curado de 2 resinas bulk fill a distintas distancias de fotoactivación según la norma ISO 4049” disponen y comparan la (PC) de las (RC) Tetric N Ceram Bulk Fill y Sonic Fill al ser fotocuradas a 0 mm, 4 mm y 6 mm de distancia usando la (RC) Filtek Z350 XT como grupo control respecto a la Norma ISO 4049. Las 3 (RC) empleadas fueron destinadas en 3 grupos, cada uno con 51 elementos de prueba, 153 cuerpos en la investigación fueron lo que se usó en total. A la vez cada grupo fue distribuido en 3 subgrupos según a las diferentes intervalos de (FP) a estimar (0 mm, 4 mm y 6 mm), consiguiendo una cantidad de 9 grupos, cada uno con 17 cuerpos de la prueba. Para confeccionar los cuerpos de testeo se manejaron matrices de aluminio para cada (RC) siguiendo a la norma ISO 4049 para materiales de (RC). Además se fabricaron 2 distanciadores de aluminio compatibles a la pico de la lámpara Bluephase Style de Ivoclar Vivadent ® de 4 y 6 mm de altura. La (FP) se efectuó en 10 segundos a una intensidad promedio de 1143 mW/cm<sup>2</sup>. Se hallaron variaciones estadísticamente importantes al comparar las (PC) entre 0 y 4 mm y entre 0 y 6 mm en las 3 (RC) examinadas. No obstante, no se descubrió variaciones importantes al confrontar la (PC) entre 4 y 6 mm de intervalo. Según la Norma ISO 4049:2009, la (RC) Filtek Z350 XT obedeció la (PC) que designa 3M (2 mm), la (RC) Tetric N Ceram Bulk Fill asimismo cumplió la (PC) que manifiesta Ivoclar Vivadent (4 mm), pero, Sonic Fill no cumplió con la (PC) designada por el fabricante Kerr (5 mm). Se obedece la premisa que al aumentar el intervalo entre la

lámpara de (FP) y la (RC) reduce la (PC). Se determina que las (RC) Bulk Fill en realidad consiguen más (PC) que la (RC) tradicional. Tetric N Ceram Bulk Fill tiene una mayor (PC) que la (RC) Sonic Fill.

Boza (2015), realizó una investigación titulada “Estudio de la profundidad de polimerización de resinas bulk fill a diferentes distancias de fotoactivación”.

En el cual determinó la (PC) de las (RC) Bulk fill al ser fotocuradas a distintos intervalos de longitud. En la fase experimental se empleó la norma ISO 4049, se confeccionaron 36 matrices de forma cilíndrica de 4mm de diámetro y 12 mm de altura, y en ellas se depositó la (RC), se elaboraron 12 muestras de cada (RC) (resina A y resina B) y las agruparon de por distancia de (FP) (0mm y 4mm) y dio 6 grupos de las cuales estaba compuesta por 6 muestras de resina en cada grupo, la totalidad de las muestras se fotocuraron con una lámpara L.E.D a 10 segundos de exposición. La medida de la longitud fotoactivadas de los modelos se verificó con un micrómetro de 0,01mm de exactitud, en conclusión cada longitud obtenida fue dividida entre 2 y se anotó como la (PC) de cada modelo. Los datos indicaron que la (RC) A presentó mayor (PC) que la (RC) B a las dos longitudes de (FP) (0mm y 4mm). Los resultados dieron medidas de  $p < 0.05$  siendo estadísticamente significativa entre las (RC) testeadas. Se determinó que las (PC) de las (RC) “bulk fill” están asociadas por la cantidad de espacio que se deja al fotopolimerizar, la (RC) A da una mayor (PC) que la (RC) (BF).

Gutiérrez y Pomacóndor (2020), realizaron una investigación titulada “Comparación de la profundidad de polimerización de resinas compuestas bulk fill obtenida con dos unidades de fotoactivación LED: polywave versus monowave”, Confrontaron la (PC) de 3 (RC) bulk fill, producida por 2 lámparas de (FP) de tecnología LED (polywave vs. monowave). Con las (RC) (BF): Filtek One Bulk Fill Restorative (FO) (3M ESPE), Tetric N-Ceram Bulk Fill (TNC) (Ivoclar Vivadent) y Opus BulkG Fill APS (OP) (FGM), se confeccionaron cilindros para la comparación ( $n = 5$ ) las medidas de los cilindros son 4 mm diámetro y 10 mm longitud para la

prueba de la (PC) conforme lo que menciona el ISO 4049. Se usaron 2 lámparas de (FP) L.E.D de distintas tecnologías: Bluephase N (Tecnología Polywave - Ivoclar Vivadent) y LED D (Tecnología Monowave - Woodpecker) con densidad de energía de 24 J/cm<sup>2</sup>. LED D produjo resultados superiores de (PC) en todas las (RC) (BF) valoradas ( $p < 0,05$ ). Los resultados adquiridos con Bluephase N fueron: 3,87 (TNC) > 3,74 (FO) > 3,31 (OP) y con LED D fueron 4,29 (TNC) > 4,11 (FO) > 3,92 (OP).

Determinaron que la lámpara L.E.D de (FP) de tecnología monowave tuvo mayor (PC) a comparación de la tecnología polywave, muy aparte de cual (RC) (BF) usada. Las (RC) tuvieron distintos resultados de (PC).

Kogan et al. (2016), realizaron una investigación titulada “Estudio comparativo de profundidad de curado y dureza entre dos sistemas de resina bulk fill con dos tiempos de polimerización usando una lámpara de alta intensidad”, en el estudio usaron seis muestras de (RC) de dos tipos (BF): SonicFill de (FP) (Kerr®) y Fill-Up de (FP) dual (Coltène/Whaledent®) que fueron preparadas en matrices de forma cilíndrica conformadas de acero inoxidable (8x4mm). Los ejemplares de uno y otro de los sistemas de (FP) a tres segundos (3000 mW/cm<sup>2</sup>) y 15 segundos (1600 mW/cm<sup>2</sup>) usando lámpara LED S.P.E.C.3 (Coltène / Whaledent®), luego las retiraron de las matrices de acero.

La medición del grosor de la (RC) fotopolimerizadas fueron calibradas con medidor digital. Los ejemplares fueron separados longitudinalmente y se calibró en milímetros la (PC) y solidez mostrada de 1 a 6 milímetros de grosor. Se halló mayor (PC) en sistema Fill-Up a los tres segundos ( $7.96 \pm 0.03$  mm) y 15 segundos ( $7.95 \pm 0.03$  mm) comparado con el sistema SonicFill para ambas duración ( $6.28 \pm 0.19$  mm y  $7.20 \pm 0.41$  mm respectivamente) hallando discrepancias estadísticamente relevantes ( $p < 0.001$ ). En la confrontación de cada sistema a distintos tiempos se hallaron discrepancias entre los ejemplares de SonicFill ( $p < 0.001$ ), no así con Fill-Up ( $p > 0.05$ ). En lo relacionado a la dureza, se hallaron efectos superiores en Fill-Up

con 6mm de (PC) para 3 y 15 segundos ( $78.52 \pm 4.20$  y  $85.08 \pm 4.00$ ) confrontado con SonicFill ( $53.05 \pm 2.24$  y  $69.20 \pm 3.50$ ) ( $p < 0.001$ ).

Determinaron que el sistema Fill-Up a los 3 y 15 segundos posee una mayor (PC) y mayor dureza que concede aumentos hasta 6mm que con el sistema SonicFill.

Erazo (2019), realizo una investigación titulada “Profundidad de fotopolimerización de diferentes resinas nano-híbridas bulk fill”, donde determinó (PC) de distintas (RC) nano-híbridas (BF) compactables, se hicieron 60 ejemplares de forma cilíndricas de 4mm de diámetro y 10 mm de longitud según lo mencionado en el método ISO 4049, con tres marcas distintas de (RC) (BF), en las cuales los ejemplares se fotocuraron con una lámpara L.E.D de 3ra generación a 10 segundos a un trecho de 1mm.

La medida de la longitud fotocurada de los ejemplares se hizo con un calibrador digital de 0.01mm de exactitud. Con los resultados adquiridos se hizo el análisis estadístico Shapiro Wilk, y se concluyeron los siguientes resultados: (RC) A (3MTM Filtek TM A2 BF):  $4.663 \pm 0.323$ ; (RC) B (Tetric N-Ceram BF A2 –Ivoclar Vivadent):  $4.576 \pm 0.257$  y la (RC) C (Opus BF APS A2 – FGM):  $4.078 \pm 0.374$ . De esta manera se determina que las (RC) (BF) usadas tienen una (PC) de un mínimo de 4mm de esa forma cumplen con el estándar acordado por el método establecido por el ISO 4049, no obstante, se concluyó que la (RC) 3MTM Filtek TM A2 (BF) obtiene una mayor (PC) a comparación de las otras 2 marcas de (RC) usadas en esta investigación.

Guerrero (2016), realizó una investigación titulada “Estudio comparativo in vitro de la profundidad de curado de una resina nano-híbrida fotoactivada con luz halógena versus luz LED según la norma ISO 4049, en la Carrera de Odontología de la Unidad Académica de Salud y Bienestar, Carrera de Odontología, de la Universidad Católica de Cuenca, período 2015-2016”.

Comparó la (PC) de una (RC) nano-híbrida fotocurada con (LH) contra la luz L.E.D bajo el método ISO 4049. De acuerdo al método mencionado por el ISO 4049, la longitud de la matriz mide 6mm x 4mm de diámetro. Se puso en la matriz de experimento una cinta de celuloide, donde se depositó la (RC) Z350 XT (3M), tonalidad A2. Levemente sobreobturó la matriz y se colocó una segunda cinta de celuloide encima de la parte superficial de la (RC). Después se fotocuró 40 seg. con la (LH) y la lámpara L.E.D de 3era generación se fotocuró 10 seg. Luego se retiró la (RC) de la matriz y delicadamente se remueve la (RC) sin fotocurar con una espátula. Se mide la longitud del cilindro de (RC) fotopolimerizada con un calibrador digital a una precisión de +0.01mm. Esto pasos se realizaron 3 veces y el total de estos resultados, se consiguió el promedio de la (PC), se consigna estos resultados y al dividirlo entre 2 nos da la (PC) según el método que se encuentra en el ISO 4049. Nos da como el menor valor de (PC) con la (LH) siendo su resultado de 2,23mm y un máximo de 2,29mm a comparación de los resultados de (FP) con la fuente de luz L.E.D que dio una (PC) teniendo un máximo de 2,32mm y un mínimo de 2,25mm.

Villacís (2016), hizo una investigación titulada “Profundidad de polimerización: Estudio comparativo in – vitro de un composite nano – híbrido, fotopolimerizado con luz LED convencional y de extra poder” determinó la (PC) in – vitro de una (RC) nano-híbrida, fotocurada con una fuente de luz L.E.D común que posee una intensidad promedio y otra de mayor poder de intensidad. Los ejemplares fueron constituidos por 60 cilindros de (RC) Tetric N-Ceram (BF), a su vez separados en 2 grupos de 30. Un grupo de cilindros fue fotocurado con una fuente de luz L.E.D de intensidad promedio de la marca Coltolux, y el otro grupo fue fotocurado con una fuente de luz L.E.D de mayor poder de intensidad de la marca Valo, los resultados se cotejaron por medio de un microdurometro. Los resultados de los modelos de estudio fotocuradas con las distintas lámparas LEDs fue de 40,4  $\mu$  para la lámpara de la marca Coltolux y para la lámpara Valo dio 27,1 $\mu$  entonces se deduce que el tiempo aumenta la (PC).

Guerrero (2017), realiza una investigación titulada “Estudio comparativo de la profundidad de fotocurado en sellantes de fosas y fisuras con luz halógena y luz LED a diferentes longitudes de distancia”, en el presente estudio compara la (PC) de sellantes de fosas y fisuras con la (LH) contra la luz L.E.D, a distintas longitudes de (FP), con una cantidad de 80 muestras del sellador Helioseal ®F la cuales se fotopolimerizaron en 20 segundos con una (LH) (LITEX 660) 20 ejemplares a 4mm de espacio y 20 ejemplares a 8mm de espacio y con Luz L.E.D (3M ELIPAR) 20 ejemplares a 4mm de espacio y 20 ejemplares a 8mm de espacio. Se separó el sellador no fotocurado con una espátula de (RC). Los resultados se calcularon con un calibrador digital en mm y se obtuvieron los valores. El grupo que fotocuró a 4mm con (LH) obtuvo una (PC) de 3,24mm el grupo que fotocuró a 8mm con (LH) presentó una menor (PC) con 3,04mm, a comparación del grupo de 4mm con luz LED tuvo (PC) de 4,05 mm y el grupo de 8mm luz LED 3,35mm. Se obtuvieron discrepancias estadísticamente apreciables en los resultados promedios al confrontar los grupos ( $p < 0,05$ ) y no se encontró discrepancia estadística entre los grupos (LH) 4mm y luz L.E.D 8mm ( $p > 0,05$ ).

Benetti et al. (2015) realizaron una investigación titulada “Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Contraction, Depth of Cure, and Gap Formation”.

Donde comparan (PC), la contracción de (FP), y la formación de espacios de (RC) (BF) con los espacios de una (RC) convencional en restauraciones de clase II. La (PC) se evaluó de acuerdo al método ISO 4049. Se investigaron cinco compuestos de (RC) (BF): dos materiales de alta viscosidad (Tetric EvoCeram (BF), SonicFill) y tres de baja viscosidad (base x-tra, Venus (BF), SDR). En comparación con la (RC) convencional, los materiales (BF) de alta viscosidad expuestos presentaron sólo un pequeño aumento pero significativo para Tetric EvoCeram (BF) en la (PC) y la contracción de (FP), mientras que los materiales (BF) de baja viscosidad han producido una (PC) y contracción de (FP) significativamente mayores.

### **1.3. Objetivos**

#### ***1.3.1. Objetivo general***

Evaluar la profundidad de curado de la resina compuesta supra-nanoparticulada fotopolimerizada con lámparas L.E.Ds en diferentes tiempos de exposición in vitro.

#### ***1.3.2. Objetivos específicos***

\* Evaluar si hay diferencia significativa la profundidad de curado en 10 cilindros de resina compuesta supra-nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara *LED X-cure*® a 10 segundos y a 20 segundos.

\* Evaluar si hay diferencia significativa la profundidad de curado en 10 cilindros de resina compuesta supra-nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara *iLED One Cure*® a 10 segundos y a 20 segundos.

\* Evaluar si hay diferencia significativa la profundidad de curado en 10 cilindros de resina compuesta supra-nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara *LED D*® a 10 segundos y a 20 segundos.

\* Evaluar si hay diferencia significativa la profundidad de curado en 10 cilindros de resina compuesta supra-nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara *LED C*® a 10 segundos y a 20 segundos.

## **1.4. Justificación**

### ***1.4.1. Justificación social***

Permitirá al odontólogo poder elegir una fuente de luz más conveniente para el mismo, y así poder brindar mayor calidad de tratamiento a los pacientes, ya que en el mercado peruano existen varios modelos de lámparas de (FP) de tecnología L.E.D, de las cuales gran porcentaje son de procedencia china ya que son las más accesibles económicamente, sin olvidar que aun en el sector público, privado y universidades se usan (LH).

### ***1.4.2. Justificación práctica***

De esta manera se podría darle mayor información sobre la eficiencia de las fuentes de luz sobre la (PC) de la (RC) (BF), ya que estas resinas en los últimos años han tenido mayor acogida en tratamientos restauradores, como cavidades profundas como el sector público que se necesita reducción de tiempo en la atención de los pacientes por la cantidad que acuden a ellos igual que en el sector privado, en odontopediatria, por su rapidez de fotocurado en bloque ya que los niños por varios factores se necesita rapidez, en endodoncia para realizar rellenos dentarios, en prótesis para poder reconstrucciones de núcleos.

### ***1.4.3. Justificación teórica***

Los resultados de la investigación permitirán aumentar la evidencia sobre las lámparas *L.E.Ds* y *(LH)* sobre la *(PC)* de las *(RC)* *(BF)* acorde con la norma *ISO 4049*.

### ***1.4.4. Justificación metodológica***

El conocimiento sobre de las lámparas L.E.Ds y (LH) si logran obtener una (PC) sobre las (RC) (BF) permitirá al odontólogo lograr una adecuada polimerización y así evitando que exista menos stress de contracción, así hacerlas más resistentes a las fuerzas masticatorias, a la microfiltracion y fractura dentaria.

### 1.5. Hipótesis

Existen diferencias significativas en la (PC) de la (RC) supra-nanoparticulada fotopolimerizada con las lámparas LEDs (*iLED One Cure*®, *LED D*®, *LED C*®) con diferentes tiempos de exposición de 10 segundo y 20 segundos.

## II. Marco teórico

### 2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación

#### 2.1.1. *Historia de la evolución de las resinas compuestas*

El desarrollo de las (RC) iniciaron a mediados del siglo XX. Para esas épocas, los materiales de elección por su parecido al color del diente por ende proporcionaban restauraciones estéticas sobre todo en el sector anterosuperior eran los silicatos. Estas restauraciones de silicato tenían muchos inconvenientes uno de los principales era el desgaste que experimentaba la restauración en corto tiempo al ser unido al diente natural. (Leinfelder, 1985).

A fines de la década del 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) sustituyeron a los silicatos. Las resinas acrílicas presentaban un color similar a los dientes, eran resistentes a la degradación por los fluidos orales, de fácil manipulación y económicas. Lastimosamente, estas resinas acrílicas también presentan baja resistencia al desgaste y contracción volumétrica (CV) a la polimerización muy alta lo cual causaba mucha filtración marginal lo que podría causar después caries recidivante (Albers, 1988).

En 1955 Michael Buonocore utilizó el ácido ortofosfórico para así aumentar la adhesión de las resinas acrílicas en la superficie del diente. Las resinas modernas aparecen en el año de 1962 cuando el Dr. Ray. L. Bowen desarrolla un nuevo tipo de (RC). La innovación más resaltante fue la matriz de la (RC) era la parte orgánica conocido como Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) que constituye básicamente la matriz orgánica (MO) y las partículas vítreas que constituye el relleno inorgánico (RI), ambas partes unidas por un agente de unión o molécula bifuncional conocido como silano, desde ese entonces ahí proviene el nombre de resinas compuestas (RC). (Bowen, 1963).

Estas primeras (RC) de curado químico necesitan mezclarse entre la pasta base con otra pasta que es el catalizador y presentaban los problemas por parte de la proporción utilizada, y estabilidad del matiz de la (RC). (Kinomoto et al., 1999).

A partir de 1970 aparecieron las (RC) polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas, ya no requería ser mezclada y todos los inconvenientes mencionados, se utilizó en las primeras estancia, la energía luminosa de una fuente de luz ultravioleta (365 nm), pero ante sus resultados poco favorables como su poca (PC), fue reemplazada por la luz visible (427-491 nm), actualmente en uso y desarrollo. (Hoffman et al., 2002).

Las (RC) han tenido numerosos avances hasta la actualidad y su futuro es aún más alentador, ya que se están investigando crear (RC) que lograrían superar sus principales problemas, sobre todo para solucionar la (CV) causada por (FP) y el estrés de contracción (EC) proveniente a ella. (Bowen, 1963).

### ***2.1.2. Características de las resinas compuestas***

Las propiedades mecánicas y estéticas combinadas entre ellas, son el comportamiento clínico que manifiesta la estructura de la (RC). Básicamente, todas las (RC) están constituidas por tres principales partes químicamente diferentes: la (MO) o fase continua, el (RI) que es el material de relleno o fase dispersa y el Silano ( $\text{SiH}_4$ ) que es una molécula bifuncional que actúa como agente de unión entre la (MO) y el (RI) de la (RC) cuya molécula de dicho agente de unión posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con  $\text{SiO}_2$ ), y grupos metacrilatos en el otro extremo, de esa forma realiza una unión covalente de ambas matrices de la (RC) (Bowen, 1963).

### ***2.1.3. Matriz orgánica***

Está conformada por monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos. El monómero de base más usado durante las últimas décadas ha sido el Bis-GMA (Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato). A comparación con el polimetilmetacrilato (PMMA), el Bis-GMA tiene

mayor peso molecular lo que significa que la contracción en el proceso de la (FP) es mucho menor, además presenta menor volatibilidad y menor difusividad en los tejidos (Anseth, 1996).

No obstante, su alto peso molecular es una propiedad limitante, ya que aumenta su viscosidad, pegajosidad lo que lleva a una viscosidad indeseable que hace difícil su manipulación. Además, en condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del Bis-GMA es bajo (Bayne et al., 1994).

Para mejorar su manipulación, se le adicionaron monómeros de baja viscosidad como el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato). Hoy en día el sistema Bis-GMA/TEGDMA es uno de los más usados en las (RC) (Fortín y Vargas, 2000).

Este sistema de monómeros Bis-GMA/TEGDMA muestran resultados clínicos relativamente aceptables, pero aún hay propiedades que necesitan mejorarse, como la resistencia a la abrasión (Combe y Burke, 2000).

La molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales facilitan la retención de agua. Un exceso de retención de agua en la (RC) tiene resultados no favorables en sus propiedades y aumenta la posibilidad de una hidrólisis de la (MO) (Sarrett, 2005).

Otro monómero muy utilizado, acompañando o no de Bis-GMA, es el UDMA (dimetacrilato de uretano), su beneficio es que tiene menos viscosidad y mayor flexibilidad, lo que da mejoría a la resistencia de la (RC) (Fong et al., 2005).

Las (RC) constituidas en UDMA tienden a polimerizar más que las constituidas en Bis-GMA, no obstante presenta un problema ya que la (PC) es menor en algunas (RC) conformadas en UDMA que conformadas en Bis-GMA, debido a una discrepancia entre el índice de refracción de luz entre el monómero y el (RI) lo cual da una desventaja en el tiempo de trabajo clínico (Ferracane et al., 1998).

Concluyendo, entonces que cuanto más bajo sea el peso molecular del monómero, será menos viscoso en su manipulación, además será mayor el porcentaje de (CV) y causando

filtraciones marginales en la (RC), el Bis-GMA, sigue siendo el monómero más usado en la elaboración de las (RC) en hoy en día, este monómero es altamente viscoso (alto peso molecular), por lo que para facilitar el proceso de fabricación y su manipulación clínica, se diluye con otros monómeros de baja viscosidad (bajo peso molecular), designados como controladores de esta viscosidad, como el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA), (Culbertson et al., 1997).

#### ***2.1.4. Relleno inorgánico***

Son las partículas que dan solidez dimensional a la (MO) y mejorando sus propiedades mecánicas. La presencia de estas partículas en la (MO) reduce la (CV) por la polimerización, la retención del agua y el coeficiente de expansión térmica, obteniendo así un aumento de la resistencia a la tracción, a la compresión y a la abrasión, elevando su dureza, por lo tanto la (RC) gracias a las partículas de origen vítreo que conforman el (RI) aumentan sus características mecánicas y estéticas (Mc Cabe y kagi, 1991).

Además, los (RI) de diferentes tipos, tamaños y concentraciones determinan la translucidez, la resistencia, la opalescencia y radioopacidad de una (RC) y son cruciales para reducir el desgaste y la (CV) por polimerización, ya que su inclusión permite la reducción del contenido de la (MO) (Bowen, 1963).

Las partículas vítreas del (RI) que mayormente son usadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son conseguidas de distintas proporciones por medio de diferentes procesos de elaboración (pulverización, trituración, molienda). Las partículas de cuarzo son dos veces más rígidas y más resistentes al desgaste que el vidrio, además de que tienen mayor adhesión con las moléculas del agente de unión como el ( $\text{SiH}_4$ ). Asimismo son usadas partículas de relleno de ( $\text{SiO}_2$ ) con un tamaño aproximado de 0,04mm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de un desarrollo a altas temperaturas o de precipitación (sílice coloidal) (Albers, 1988).

Es de importancia a tener en cuenta que cuanto más sea la agregación del (RI) a la (MO), mejoraran las propiedades mecánicas de la (RC), ya que produce menor (CV) a la (FP) y por lo tanto menor filtración marginal (Willems et al., 1992).

### ***2.1.5. Agente de unión o de acoplamiento***

Cuando se desarrollaron las (RC), Bowen probó que las mejores características del material dependían de la unión fuerte entre el (RI) y la (MO), solas de por sí no se podrían unir estas dos matrices ya que son incompatibles entre sí, pero para realizar la unión de estas dos fases, se recubren las partículas de relleno con un agente de unión que tiene características tanto del (RI) como de la (MO). El responsable de este enlace es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro extremo, por el hecho que gran parte de las (RC) presentes en el mercado mundial contienen el (RI) constituido en (SiO<sub>2</sub>), el agente de acoplamiento más utilizado es el (SiH<sub>4</sub>) (Sarkar et al., 1999).

El (SiH<sub>4</sub>) que mayormente es usado es el  $\gamma$ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), es una molécula bifuncional que se une a las partículas del (RI) cuando son fabricadas a través de enlaces iónicos por un extremo y a su vez tiene grupos metacrilatos en otro extremo los cuales forman enlaces covalentes con la (MO) durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interfase resina / partícula de relleno (Schmiidsedeir, 1999).

El (SiH<sub>4</sub>) mejora las propiedades físicas y mecánicas de la (RC), pues ayuda a la distribución de fuerzas de la (MO) que se deforma fácilmente, a comparación del (RI) que es más rígida. También el (SiH<sub>4</sub>) previene el ingreso de agua en la interfase matriz/relleno, mejorando una estabilidad hidrolítica en el interno de la (RC), se han experimentado otras moléculas de unión como el 4 META, titanatos y zirconatos, no obstante ninguno de estos agentes demostró ser superior al MPS (Mohsen y Craig, 1995).

### ***2.1.6. Polimerización de las resinas compuestas***

La unión de los monómeros para convertirlos a polímeros en las (RC) se consigue de distintas maneras. En cualquiera de sus distintas formas de polimerización es indispensable la acción de radicales libres (RL) para empezar la reacción química. Para que estos (RL) aparezcan es necesario un incentivo externo (Mc Cabe y Kagi, 1991).

Estas (RC) endurecen por una reacción de polimerización, producto de lo cual se genera un fenómeno intrínseco, como es la (CV) de polimerización. La (CV) de polimerización es el resultado del movimiento y acercamiento de los monómeros entre sí durante la formación de la cadena polimérica. Cuanto mayor sea el grado de conversión del monómero en polímero, mayor será la (CV) de polimerización (Rodríguez y Pereira, 2008).

Esto se manifiesta dado que en un inicio, los monómeros están libres conservando una distancia entre sí determinada por fuerzas de Van der Waals. Las unidades de monómericas tienen que aproximarse para reaccionar entre ellas por medio de enlaces covalentes, lo que provoca una reorganización espacial que se traduce en la reducción de su tamaño por la (CV) de la (MO), esta propiedad de las (RC) es constante como consecuencia de su estructura química (Rodríguez et al., 2018).

Las (RC) autopolimerizables la reacción viene de la mezcla de dos pastas, de las cuales una posee un activador químico (amina terciaria aromática como el dihidroxietil-p-toluidina) y otra posee un iniciador (peróxido de benzoílo). Por otro lado las (RC) fotopolimerizables, las ondas electromagnéticas procedentes de la luz visible provee el incentivo que activa un fotoiniciador en la (RC) que es una diquetona (canforoquinonas, lucerinas, ivocerina entre otras). Es imprescindible que la (RC) sea sometida a una fuente de luz con la longitud de onda necesaria que este entre 420 y 500 nanómetros con respecto al espectro de luz visible. (Rueggeberg y Craig, 1988).

Estas (RC) fotopolimerizables, precisa una lámpara que emita una luz con una longitud de onda entre 420 a 470 nm, que excita a la canforoquinona (CQ) que está presente en la (RC) en un 0.03% a 0.1% o alguna otra diquetona utilizada como fotoiniciador, que interactúa con una amina terciaria alifática como la N,N-dimethylaminoethyl methacrylate (0.1% o menos).

Cuando la (CQ) es excitada, ésta reacciona con la amina terciaria y empieza la formación de (RL). Una vez que los agentes inhibidores se han consumido, los (RL) están dispuestos para reaccionar con las moléculas de los monómeros o de los oligómeros y así formando las cadenas de polímeros en las (RC) (Carrillo y Monroy, 2009).

### ***2.1.7. Resinas compuestas bulk***

En las (RC) han corroborado actualmente la importancia del éxito y razones de estudios de estos materiales no solo radica en la cantidad de (RI) presente, sino también su forma, su composición y distribución, para aumentar sus propiedades físicas, mecánicas y ópticas, con la finalidad de brindar mayores resultados estéticos, biológicos y funcionales (Rodríguez et al., 2018).

Hoy en día el manejo de restauraciones de (RC) fotopolimerizables se ha vuelto muy común, incluyendo su uso en el sector de dientes posteriores, debido a su adecuado comportamiento mecánico y a sus atractivas características estéticas (Corral et al., 2015).

Las (RC) tienen un proceso de un estado monomérico a polimérico, por lo cual se genera un fenómeno intrínseco, como es la (CV) a la (FP). La (CV) de (FP) es el movimiento y acercamiento de los monómeros entre sí durante la formación a cadena polimérica. Cuanto mayor sea el grado de conversión del monómero a polímero, mayor será la contracción de polimerización (Rodríguez et al., 2018).

Se forman así ya que en el estado inicial, los monómeros están libres manteniendo una distancia entre ellos por fuerzas de Van der Waals. Las unidades de monómero deben aproximarse para reaccionar entre sí por medio de enlaces covalentes, lo que causa una

reorganización en el (RC) que se produce una la disminución volumétrica en la (MO), esta propiedad de las (RC) persiste a causa de su composición química, al producirse una (CV) de polimerización, se genera el estrés de contracción (EC) entre la interfase diente-restauración, debilitando la estabilidad de la (RC) o causando una separación de la (RC) al diente, que propicia a la microfiltración de los microorganismos, causando caries secundaria e hipersensibilidad, entre otras. No obstante, la técnica restaurativa en una preparación de cavidad es compleja, debiendo ser realizada mediante una técnica incremental oblicua (Malhotra et al., 2010).

Con la finalidad de reducir los efectos que presenta la (CV), investigadores y clínicos en general han sugerido que su aplicación en la cavidad se lleve a cabo en pequeños incrementos con un espesor máximo de 2 mm. En general, el proceso de (FP) de una (RC) convencional necesita de un tiempo de 20 a 60 segundos de fotocurado por incremento (Rodríguez et al., 2018).

Esta técnica es utiliza por dos grandes razones, primero debido a que la (PC) de estos materiales es limitada, impidiendo la óptima (FP) de incrementos mayores, y segundo debido a que se trata de controlar los valores de la (CV) de la (RC) al producirse la reacción de (FP) (Corral et al., 2015).

La (CV) que experimentan las (RC) durante la (FP) está entre el 1,35 y el 7,1% en conjunto al (EC) y al grado de conversión monómero-polímero, son las razones principales del fallo de las restauraciones con (RC), lo que produce los fracasos cohesivos y adhesivos. La (CV) depende solamente de la (MO) y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan, aumentando con el grado de conversión y disminuyendo con el incremento del peso molecular de los monómeros (Hervás et al., 2006).

Así en el caso de cavidades grandes, se deben aplicar diversas capas del material, así convirtiéndose en un procedimiento de alta complejidad así también aumentando el tiempo

clínico, también de adicionar ciertos riesgos como la incorporación de burbujas de aire o contaminación entre capas, pigmentación marginal, caries recurrente, sensibilidad posoperatoria a causa de la (CV). Como respuesta a estas dificultades, en estos últimos tiempos ha aparecido una nueva generación de (RC), denominadas como “resinas Bulk-Fill”. Este término de (RC) bulk fill (BF) ha sido utilizado por los fabricantes de estos materiales para referirse a (RC) que se podrían aplicar incrementos de hasta 4-5 mm, mediante una técnica de monoblock o de una capa. Este material ha generado un gran debate respecto a si es posible aplicar este tipo de (RC) con incrementos del doble de grosor de lo indicado en las (RC) convencionales, a pesar de eso sigue manteniendo las mismas características físicas, mecánicas y biológicas de las (RC) convencionales (Corral et al., 2015).

#### ***2.1.8. Profundidad de curado y Norma ISO 4049***

Una de las características relevantes a evaluar en este tipo de (RC) es comprobar si es posible obtener una (PC) en incrementos de (RC) de 4 mm o más como lo indican los fabricantes. Una de las desventajas de las (RC) convencionales fotopolimerizables es su limitada (PC) con la posibilidad de insuficiente conversión de monómero a polímero en el fondo de la preparación cavitaria (Fadul et al., 2008).

Se ha demostrado que una polimerización deficiente puede provocar: degradación de las (RC), deficientes propiedades mecánicas y reacciones biológicas adversas debido a la liberación de componentes monoméricos que no han sido polimerizados (Ferracane et al., 1998).

La Organización Internacional de Normalización (ISO, por sus siglas en inglés), con la finalidad de garantizar una correcta (PC) de las (RC) durante de las restauraciones directas, determino un método para definir el grosor máximo de los incrementos de (RC); este método es oficialmente denominado como “ISO 4049”. Esta norma internacional especifica los

requisitos para los materiales restauradores a base de (RC) para el uso primario en restauraciones directas (McCabe y kagi, 1991).

### ***2.1.9. Contracción volumétrica y estrés de contracción***

En vitro las (RC) tienen un buen comportamiento mecánico pero en la clínica se detectan problemas marginales lo cual es contraproducente a la integridad de la restauración. En mayor parte de estos fracasos se debe a la (CV) de (FP). En volumen, esta cifra oscila entre un 1,35 y un 7,1% para los materiales de restauración y entre un 2,5 y un 4% para los cementos.

Como regla general, se dice que cuanto más bajo sea el peso molecular promedio de la mezcla de monómeros que forman la (MO), mayor será el porcentaje de (CV), y a menor sea la viscosidad ósea menos porcentaje de cantidad de (RI) en la (RC) mayor será la (CV). A menor peso molecular de las (RC) hace que la capacidad fluidez de la mezcla mejore también la mayor cantidad y movilidad de los grupos activos que se favorezca el entrecruzamiento de las cadenas en el momento de la polimerización, lo que mejora las propiedades del producto final. Pero la consecuencia indeseable es que el porcentaje de (CV) aumenta, porque deben aproximarse más moléculas entre ellas, las moléculas son más pequeñas, lo que acrecienta el número de enlaces dobles por unidad de volumen y el grado de conversión aumenta, porque mejora la movilidad de los monómeros (De la Macorra, 1999).

Como ya se ha mencionado anteriormente, todas las (RC) sufren una inevitable (CV) de (FP) que puede oscilar en un rango del 1,5 al 3% de su volumen y como consecuencia se va a originar estrés en la interfase adhesiva. Este estrés generado por la (CV) de (FP) del material puede ocasionar varios problemas clínicos, cuando la obturación de la (RC) está precariamente unida a las paredes de la cavidad dental se puede producir la separación en determinadas zonas y como consecuencia se producen desprendimientos lo que consigo trae microfiltración marginal y sensibilidad postoperatoria. Por consiguiente si las fuerzas adhesiva son superiores a las fuerzas de (CV) se origina un intenso estrés en la interfase adhesiva que jala de las paredes

de la cavidad dental hacia su interior de la misma, este (EC) puede ser tan fuerte que si las paredes de la cavidad dentaria son delgadas ocasiona su acercamiento reduciendo la distancia intercuspídea del diente (Hervás et al., 2006).

La fuerza del (EC) va a depender de varios factores como el tipo de (RC), técnica de colocación y factores relacionados con la configuración de la cavidad dental (Felizer, 1990).

Es conocido que el (EC) está relacionado con la forma y el tamaño de la cavidad, de modo que cuantas más paredes tenga una cavidad mayor será el (EC) generado, así que en las cavidades de clase I y II son donde más (EC) se produce (De la Macorra, 1999).

#### ***2.1.10. Evolución sobre de las lámparas de fotopolimerización***

Con la aparición de las (RC) de (FP) con una (MI) los cuales sus rellenos eran de tamaño mediano, a inicios de los años 70 surgieron a la par las lámparas de (FP). De aquel entonces son imprescindible para las restauraciones con (RC) donde no estén presentes estas lámparas, reconocidas como una de los mayores progresos para la odontología moderna. Al inicio se usaban solamente fuentes de luz que emitían rayos ultravioleta (RU) no visibles, pero no paso mucho tiempo que fueron reemplazadas por los sistemas de luz visible que hoy tenemos (Anusavice, 2013).

Hoy en día, las lámparas de (FP) han mejorado cambiando su espectro de luz, su ergonomía y su intensidad de (FP), buscando una mejor calidad de (FP) de las (RC), cuyos materiales que irrefutablemente son considerados hoy en día uno de los materiales más importantes y representativos en la Odontología moderna, pues dan buena adhesión y muy buena estética para los diente. Varios materiales obtienen su endurecimiento por una respuesta de una (FP. Esta (FP) se realiza por adición requiere energía para empezar la etapa de iniciación, así podrá completar de manera óptima la reacción en un lapso no muy largo. La tecnología de la (FP) consiste en la fotoquímica es decir, es la producción de conversión a través de la energía radiante para generar una reacción química. Para que se realice la (FP), es

necesario que la luz producida por la lámpara sea absorbida por el material. La absorción se produce en función de la longitud de onda de la radiación incidente y las características de la estructura sobre la que incide (Chaple et al., 2016).

Hoy en día, hay distintas lámparas para la (FP) de (RC) que han evolucionado con el pasar del tiempo y que se relacionan como: lámparas halógenas (LH), lámparas de arco plasmático, lámparas láser y lámparas LEDs (luz emitida por diodos). La luz ultravioleta (UV) es el que encabeza esta lista de lámparas de (FP) es un tipo de fuente lumínica usada en odontología para la (FP) de (RC) en los años 70, aunque tuvo que dejarse de usar rápidamente por otras fuentes lumínicas debido a su poca capacidad de penetración, demora en la (FP) y riesgo de una dermatosis o daño ocular al estar expuesto la persona a este tipo de luz. En la década del 80 y a mediados de los 90, la fuente de iluminación de mayor importancia y por ende la más usada fue la (LH), cuya experimento una poca evolución de calidad durante esa época, ya que era de mayor importancia para los científicos se desarrollaron por la mejoría de la (FP) por medio de la elaboración y mejoramiento de la composición interna de las (RC) (Gagliani et al., 2002).

La (LH) tradicional constituye en un filtro de 100nm con una longitud de onda que corresponde los 400 y los 500nm. El espectro de luz producido por las (LH) inicia la excitación de la (CQ) y en el momento que es expuesta a la luz, en conjunto de los de co-iniciadores (aminas), se forman (RL), que forman los enlaces dobles de los monómeros de la (RC) y se produce el inicio a la polimerización. Estas (LH) producen una luz blanca y para generar la luz a una determinada longitud de onda, necesita usar un filtro. Con esto tenía como consecuencia una gran cantidad de radiación desperdiciada. Esta característica fue su mayor problema de la (LH), el gran desperdicio de energía liberada. Por consiguiente necesitaban tener un sistema de refrigeración por medio de un ventilador para controlar la temperatura. El desecho la de energía manifestada en calor hizo que su rendimiento y duración de las (LH) se viera acortado. Otra

dificultad que mostraban estas (LH) era que el foco incandescente, el reflector y el filtro se desgastaban con el uso. Estas (LH) tienen una conversión de luz en 10%, el reflector se degeneran sus características por la disminución de reflexión del objeto o por la impregnación de suciedad en su superficie. El filtro se malograba, despostillándose, esto implicaba a una disminución de la intensidad de (LH). Algunas (LH) tenían radiómetros incluidos que facilitó reconocer estos problemas. Sin embargo presentaban algunos beneficios que son su bajo precio y grandes estudios en el campo de la estomatología. En 1995, se tenía la idea que una manera de disminuir la (CV) y el (EC) de las (RC) era el uso la técnica incremental oblicua en las restauraciones directas. Esta técnica incremental poseía el inconveniente en cuál era el aumento el tiempo de trabajo clínico con las (RC), por lo cual llevó a los fabricantes a la fabricación de la lámpara de plasma (LP) (Mirabella et al., 2008).

Estas (LP) causaban una intensidad muy alta entre dos electrodos de tungsteno dentro de en un compartimento con un gas (xenón) que sería ionizado y mostrado dentro de una cámara, de tal manera que producía un haz de luz muy concentrada de una intensidad que lograba llegar hasta los  $2400\text{mW}/\text{cm}^2$ . Estas (LP) fueron incluidas con la finalidad de aminorar los tiempos de exposición y lograr la (FP) de las (RC) con una mayor (PC). Los que fabricaron estas (LP) aseveraban que las (RC) fotopolimerizadas con este tipo lámparas obtendrían características similares a las producidas por las (LH) convencionales, reduciendo resaltantemente los tiempos de la exposición. La luz que generaba la (LP) tenía una longitud de onda (LO) entre 460 y 480nm, similar a la (LO) de la luz absorbida por la (CQ), debido a esto se pensó que esta fue mejor que la (LH) convencional. El rango del espectro de la (LO) fue de 20nm entre tanto la (LH) era de unos 100nm. Lo cual sería ventaja en cuanto a la definición del fotón arrojado, se trasformó en una gran desventaja, cuando se hallaban fotoiniciadores diferentes a la (CQ) que contaban con un pico máximo de absorción por debajo de los 465nm en la composición algunas (RC). Los fabricantes mencionaban, que la (PC)

aumentaba sin que la adaptación marginal experimentaba ningún tipo de desperfecto. La composición de la (RC), la (PC) y el número de paredes involucradas en la cavidad dental, fueron determinante que involucraban un rol fundamental cuando había (FP) a grandes intensidades. La (FP) se generaba con mayor velocidad y fuerza y por ende la (CV) y el (EC) fueron muy elevadas. Otros problemas que tuvieron fue el alto costo monetario y su poca duración en la odontología (Chaple et al., 2016).

A pesar que (LP) tuvieron un lapso corto en el mercado odontológico, estudios mostraron que la duración de las restauraciones con (RC) fotopolimerizadas con (LH) convencionales fue mayor que las fotopolimerizadas con (LP) (Millar y Nicholson, 2001).

Poco antes de llegar al siglo XXI, surgen las lámparas láser (LS). Esta lámpara produjo una (LO) que pueda polimerizar las (RC), sin embargo generaba una (CV) de (FP) muy alta en aquellos materiales. Fueron unas lámparas de muy costosas para ser usadas en el campo de la operatoria dental y siguen siendo hoy en día una de sus más grandes problemas (Bouschlicher et al., 1997).

La gran potencia conseguida por las (LS) hace que disminuya el tiempo de trabajo clínico optimizando el factor de conversión, mencionado por los fabricantes. La (LS) contenía (LO) que ejercían en cimas específicas en un rango de ondas de 450-514nm. Entre los diferentes rangos de (LO) de la (LS) destacaban el de 488 y 514nm, cuyas cúspides poseían la energía más intensa. El resultado de mayor (PC) de la (LS) se consideró el pico de 488nm, muy próximo al pico de absorción de la (CQ). Investigaciones como la de Bouschlicher y colaboradores han explicado que aumentan las propiedades mecánicas de las (RC). Esto es gracias a la gran especificidad de la (LO) de las partículas de energía emitidas lo cual corresponde una (LO) más estrecha (40nm) con referente al pico de absorción de la (CQ), así reduciendo de esta manera la temperatura global del procedimiento. A causa de la rapidez a la que se producía la (FP) la (CV) crecía. Las investigaciones in vitro hechas hasta la fecha

mencionan que la (EC) por la (FP) en la interface resina/diente es para las (LS) y (LP) a comparación con la (LH) ya que estas primeras crean mayor microfiltración en restauraciones de (RC) y en zonas cervicales a la corona dental. La (LS) al igual que sus predecesoras obtuvieron más inconvenientes que ventajas (Chaple et al., 2016).

La más novedosa invención de lámparas para la (FP) de (RC) incluidos en el mercado mundial fueron las lámparas LED. Sus siglas en inglés significan (Light Emitting Diode) y pesar que hay certezas de que aquellas lámparas surgieron en el mercado a partir de 1995, fue a partir del año 2000 que se reconoció su presencia y masificación a nivel mundial (La Torre et al., 2003).

Estas lámparas originan su luz a partir de productos mecánico-cuánticos. Son una combinación de dos semiconductores diferentes del tipo (n-estimulado y p-estimulado). Estos son un par de semiconductores (n-estimulado y p-estimulado), mientras los n-estimulados presentan un exceso de electrones los p-estimulados necesitan  $e^-$ , dando como origen la construcción de zonas libres de  $e^-$ . Este par de semiconductores se acoplan entre sí con una carga, los  $e^-$  del semiconductor n-estimulado se contactan con las zonas libres de  $e^-$  originados por el semiconductor p-estimulado. Un rayo de luz con una (LO) representativa se originaba y salía por su terminal LED. De la luz LED su color de luz fue su cualidad más resaltante. Estaba constituida por la química de la conjugación de los semiconductores. Los semiconductores estaban a su vez configurados por su extensión de banda (Leonard et al., 2002).

La luz LED generada poseía una (LO) estrecha y esta era la discrepancia resaltante entre la luz producida por las lámparas LED y los otras lámparas usadas en la (FP) de (RC). Con las lámparas LED eran capaz de conseguir (LO) la cual fueran decididas, por medio de convenientes energías de amplitud de banda. Se produjo entonces una lámpara más competente de transformar energía eléctrica en luz. Se evidencio que a potencias por debajo a las normales ( $100\text{mW}/\text{cm}^2$ ) la (PC) de la (RC) y su factor de conversión aumentaban resaltantemente usando

la lámpara LED en contraste con las (LH) tradicionales. La cualidad de la (FP) depende del angosto pico de absorción de ese sistema iniciador, hacia el espectro de emisión, un punto clave para la óptima (FP) de las (RC). El rango de absorción de la (CQ) se encuentra entre 360 y 520nm y su pico máximo absorción es de 465nm. En este espectro, la mejor producción del haz de luz debería oscilar entre 450 y 490nm. La gran cantidad de los fotones originados por la lámpara LED interactúan con la (CQ), así dando mayor (PC) y la ganancia del factor de conversión con relación a las (LH), aun así operando a potencias de 100mW/cm<sup>2</sup>. El calor generado se atenúa por medio de un mecanismo de aluminio dentro de la misma. La gran conductividad de este material garantiza poca temperatura del medio, en el momento de su funcionamiento, de esa forma defendiendo la duración de la lámpara LED. Cuando la lámpara se apaga, el calor generado provisionalmente guardado se reparte por el ambiente. Este funcionamiento solo se consigue con un depósito de calor medurado, que se logra conseguir con las lámparas LED, ya que disminuyen al 5% el calor generado por una (LH) tradicional. La propagación de la luz se genera por medio de un reflector cónico ubicado en la base de la guía de luz. Las lámparas LED no tuvieron eficacia al fotopolimerizar con (RC) que usan fotoiniciadores distintas a la (CQ) que poseen una banda de absorción fuera del límite 430-480nm, por tal motivo fue una de sus restricciones. Para las (RC) compatibles con las lámparas LED, la duración de la exposición se simplificó en 50%, tiempo sugerido por los fabricantes. Los beneficios que brindan estas lámparas LED que son unos artefactos que no necesita tener recambios, transforma la energía en luz en un 90%, no necesita filtros, una gran eficiencia que se consigue con bajas temperaturas, no necesita de un sistema de refrigeración por medio de un aparatoso ventilador, de un consumo bajo, fácil de limpieza, batería con una larga duración y ser una lámpara silenciosa. Luego de la aparición de estas últimas lámparas mencionadas, la industria de la (FP) se enfocó en el perfeccionamiento y adaptación de las lámparas LED a las necesidades más exigentes de sus consumidores. Hoy día podemos contar con lámparas LED

de muy bajo costo y con las características positivas adoptadas de sus predecesoras con una gran variedad en el mercado nacional e internacional (Chaple et al., 2016).

### **III. Método**

#### **3.1. Tipo de investigación**

Prospectivo, longitudinal, experimental.

#### **3.2. Ámbito temporal y espacial**

La investigación se realizará en un consultorio particular el cual será condicionado a una temperatura de  $23 \pm 1$  °C de acuerdo al ISO 4049/2011, las lámparas LEDs (*X Cure*®, *iLED One Cure*®, *LED D*®, *LED C*®) serán calibradas por un radiómetro, este trabajo se empezará a ejecutarse en el mes de junio y julio del 2022 respectivamente.

#### **3.3. Variables**

##### **3.3.1. Variables independientes**

Lámparas de fotocurado dental.

##### **3.3.2. Variables dependientes**

(PC) de la (RC) (BF).

### 3.3.3. Operacionalización de variables

Variables	Definición	Dimensión	Indicadores	Escala	Valor
Profundidad de curado	Grosor de resina fotopolimerizada desde la superficie hasta el fondo de la cavidad manteniendo el nivel de conversión de monómero aceptable.	Longitud en mm de los bloques de (RC) polimerizada.	Calibrador pie de rey digital	Razón / Continua	0 mm a 10 mm.
Lámparas de fotocurado dental	Dispositivos que emiten luz que polimerizan las (RC).	Profundidad de curado	Lámparas LEDs (X-Cure®, iLED One Cure®, LED D®, LED C®) Lámpara Halógena Litex® 680	Nominal / politómica	Longitud de onda
Tiempo	Dimensión física que representa la sucesión de estados por los que pasa la materia.	Tiempo de exposición	Cronómetro	Razón / discreta	1. 10 seg 2. 20 seg

## 3.4. Población y muestra

### 3.4.1. Población

(RC) *Bulk Fill Flow*® (*tokuyama*).

### 3.4.2. Muestra

De acuerdo al ISO 4049 recomienda un grupo de 10 bloques, por lámpara la (RC) que se usará para cada grupo es la *Bulk Fill Flow*® (*tokuyama*) polimerizadas dentro una matriz de acero de 4mm de diámetro x 10mm de longitud.

### 3.4.3. *Criterios de inclusión*

- Bloques sin burbujas.
- Resinas bien calibradas.
- Resinas de un mismo lote.
- Resinas con fecha de vencimiento vigente.
- Las lámparas (*X-Cure®*, *iLED One Cure®*, *LED D®*, *LED C®*)
- Lámpara Halógena *Litex® 680* testeadas por un radiómetro que este igual o mayor de 400mw/cm<sup>2</sup>.

### 3.4.4. *Criterios de exclusión*

- Resinas vencidas.
- Lámparas mayores de 5 años de antigüedad.
- Lámparas que no hayan sido testeadas previamente en el radiómetro para verificar su intensidad.
- Lámparas que estén por debajo de 400mw/cm<sup>2</sup>.
- Lámparas que no activen la (CQ).

## 3.5. Instrumentos

El instrumento que se utilizará en la tesis, será el calibrador pie de rey digital (*trupper®*) procedencia México.

En la presente investigación se utilizará una matriz de forma cuadrada de acero inoxidable de dimensiones 40mm x 40mm de longitud y 10mm de espesor y dentro de dicha matriz presentará en el medio un cilindro de 4 mm de diámetro y de 10mm de longitud en el cual se polimerizaran los 50 bloques de resina *Bulk Fill Flow®* (*tokuyama*).

Espátulas de resina de (*hu-friedy®*) de procedencia americana, para poder retirar la resina no polimerizada.

### 3.6. Procedimientos

La prueba se realizara en los meses de junio-julio, se calibraran primero las 5 lámparas a estudiar por medio de un radiómetro para verificar su intensidad que sean igual o mayor de los 400 mW/cm<sup>2</sup> a estudiar luego se aplica la (RC) *Bulk Fill Flow*® (*Tokuyama*) sobre la matriz de acero inoxidable de 4 mm de diámetro y 10 mm de longitud de acuerdo a lo mencionado en la norma ISO 4049 nos indica que la longitud de dicho cilindro debe ser 2mm mas el doble de la (PC) que indica el fabricante, en este caso el fabricante menciona que la (RC) *Bulk Fill Flow*® (*Tokuyama*) fotopolimeriza en bloques de 4mm es por eso que la matriz tiene 10mm de longitud, ponemos la matriz de acero por la parte inferior de su entrada una cinta celuloide y a continuación un portaobjeto de vidrio estándar y sobre eso descansa sobre un papel filtro, luego se procede a llenar la matriz con la (RC) *Bulk Fill Flow*® (*Tokuyama*) evitando las burbujas hasta el tope de la matriz, luego se le pone encima una cinta celuloide y un portaobjeto donde se presiona eliminando algún exceso, se retira el portaobjeto se deja la cinta celuloide y se empiezan a polimerizar los 10 bloques por cada lámpara, y se van retirando con una espátula la resina no polimerizada y se medirá cada bloque con el calibrador pie de rey digital, se tomarán fotografías de cada paso luego se va registrando los resultados de cada lámpara.

### 3.7. Análisis de datos

Para el análisis estadístico y procesamiento de datos se utilizó el programa estadístico Stata V17.

### 3.8. Consideraciones éticas

En esta investigación se utilizaran materiales que se usan en los tratamientos restaurativos en la cavidad bucal como son las (RC) y las lámparas de (FP). Este es un trabajo experimental in vitro que se realizaran usando bloques de (RC) en el cual no es perjudicial para el paciente y en el medio ambiente.

Con medidas preestablecidas por la norma ISO 4049, los resultados son un aporte para la comunidad odontológica. Este proyecto de investigación respetara las normas éticas establecidas por la Universidad Nacional Federico Villarreal (Comité Institucional de Ética).

#### IV. Resultados

En la presente investigación tuvo como finalidad el estudio experimental in vitro de la (PC) de la (RC) *Bulk Fill Flow® (Tokuyama)*, con diferentes modelos de lámparas de (FP) según con la norma ISO 4049. Para esto se empleó 80 bloques de (RC) *Bulk Fill Flow® (Tokuyama)*. Cabe resaltar que se está siguiendo las indicaciones del fabricante que permite incrementos de 4 mm de espesor, la norma ISO 4049 nos dice que para ser aprobada tiene que polimerizar el doble más 2 mm, por eso se consideró el cilindro de 10mm, y tendría dar como resultado y dividirlo entre 2, los valores no deben estar más de 0,5 mm por debajo del valor indicado por el fabricante. La variable dependiente estudiada fue la (PC) de los bloques de (RC). La (RC) que fue utilizada fue (*Bulk Fill Flow® A1 (Tokuyama)*). Las variables independientes estudiadas fueron las 4 lámparas LED: *X-Cure®*, *iLED One Cure®*, *LED D®*, *LED C® (woodpecker)*. Cada lámpara polimerizó 10 bloques de (RC) *Bulk Fill Flow® (Tokuyama)* en una matriz de acero inoxidable de 10mm de longitud y 4mm de diámetro y se registró la (PC) de la (RC).

**Tabla 1**

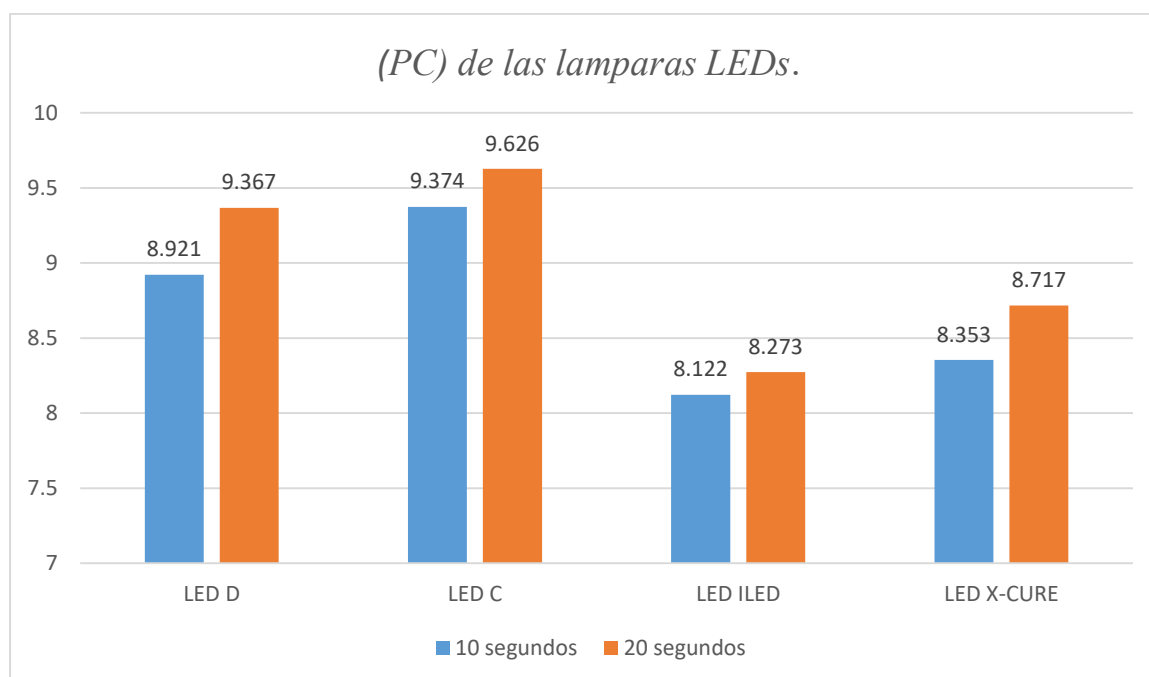
*Comparación de la (PC) de la (RC) supra-nanoparticulada fotopolimerizadas con lámparas L.E.Ds en diferentes tiempos de exposición.*

Variable	N°	Media	E.S.	DS	IC 95%		t	P
<b>LED D®</b>								
10 Seg.	10	8.921	0.017	0.054	8.882	8.960	6.3297	0.0001
20 Seg.	10	9.367	0.069	0.218	9.211	9.523		
<b>LED C®</b>								
10 Seg.	10	9.374	0.038	0.120	9.288	9.460	6.2618	0.0001
20 Seg.	10	9.626	0.039	0.125	9.537	9.715		
<b>LED ILED One Cure®</b>								
10 Seg.	10	8.122	0.026	0.083	8.062	8.182	5.8149	0.0003
20 Seg.	10	8.273	0.011	0.036	8.247	8.299		
<b>LED X-cure®</b>								
10 Seg.	10	8.353	0.015	0.047	8.319	8.387	7.7992	0.000
20 Seg.	10	8.717	0.048	0.151	8.609	8.825		

*Nota.* Se observa que la (PC) de la (RC) supra- nanoparticulada fotopolimerizadas en todas las lámparas LEDs mostró mayores valores promedio a los 20 segundos en comparación con los 10 segundos, siendo la más alta el promedio de 9.626 para la lámpara LED C, seguida por 9.367 para la LED D. Se pudo visualizar que la mayor diferencia promedio a los 20 segundos respecto a los 10 segundos se presentó en las lámparas LED D (diferencia de medias de 0.446) seguida de las lámparas LED XCURE® (diferencia de medias de 0.364)

### Figura 1

*Comparación de la (PC) de la (RC) supra-nanoparticulada fotopolimerizadas con lámparas LEDs en diferentes tiempos de exposición.*



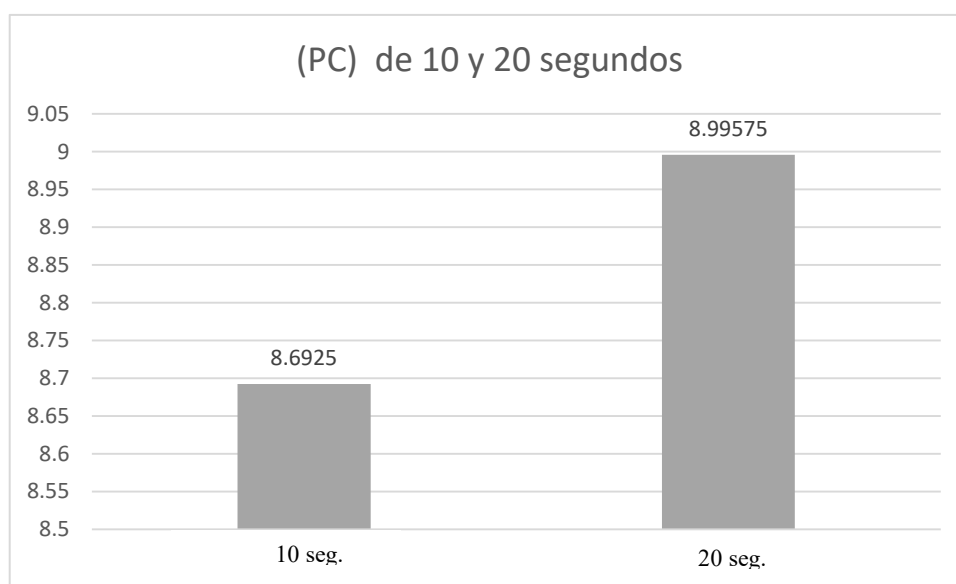
**Tabla 2**

(PC) de los 80 bloques de (RC) supra-nanoparticulada fotopolimerizada con las 4 lámparas LEDs: X-Cure® ILED One Cure®, LED D®, LED C® (woodpecker) a 10 y 20 segundos.

Variable	N°	Media	DS	Mediana	Mínimo	Máximo
10 seg.	40	8.693	0.047	8.637	8.122	9.374
20 Seg.	40	8.995	0.151	9.042	8.273	9.626

**Figura 2**

(PC) de los 80 bloques de (RC) supra-nanoparticulada fotopolimerizada con las 4 lámparas LEDs: X-Cure® ILED One Cure®, LED D®, LED C® (woodpecker) a 10 y 20 segundos.



*Nota.* En todas las lámparas LEDs, las diferencias de medias a los 20 segundos respecto a los 10 segundos de (PC), son estadísticamente significativas.

**Tabla 3**

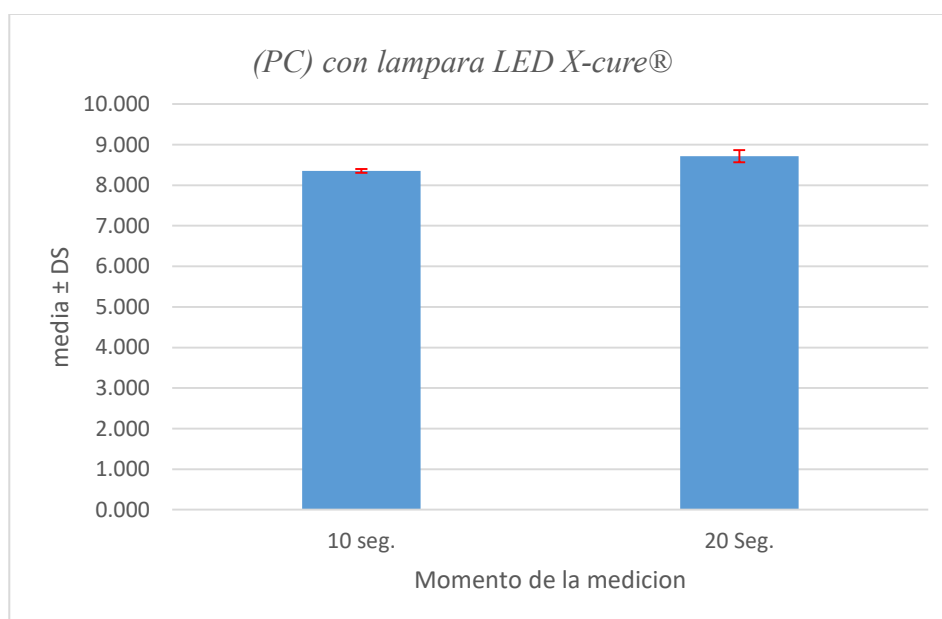
(PC) en cilindros de (RC) supra- nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara LED X-cure® a 10 y 20 segundos.

Variable	N°	Media	DS	Mediana	Mínimo	Máximo
10 seg.	10	8.353	0.047	8.345	8.29	8.42
20 Seg.	10	8.717	0.151	8.735	8.40	8.98

*Nota.* La (PC) de la (RC) supra-nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara LED X-cure® a los 10 segundos fue en promedio 8.353 con una desviación estándar(DE) de 0.047 y a los 20 segundos 8.717 con una (DE) de 0.151. Observandose un incremento de profundidad a los 20 segundos de 0.364 en promedio.

**Figura 3**

(PC) en cilindros de (RC) supra- nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara LED X-cure® a 10 y 20 segundos.



**Tabla 4**

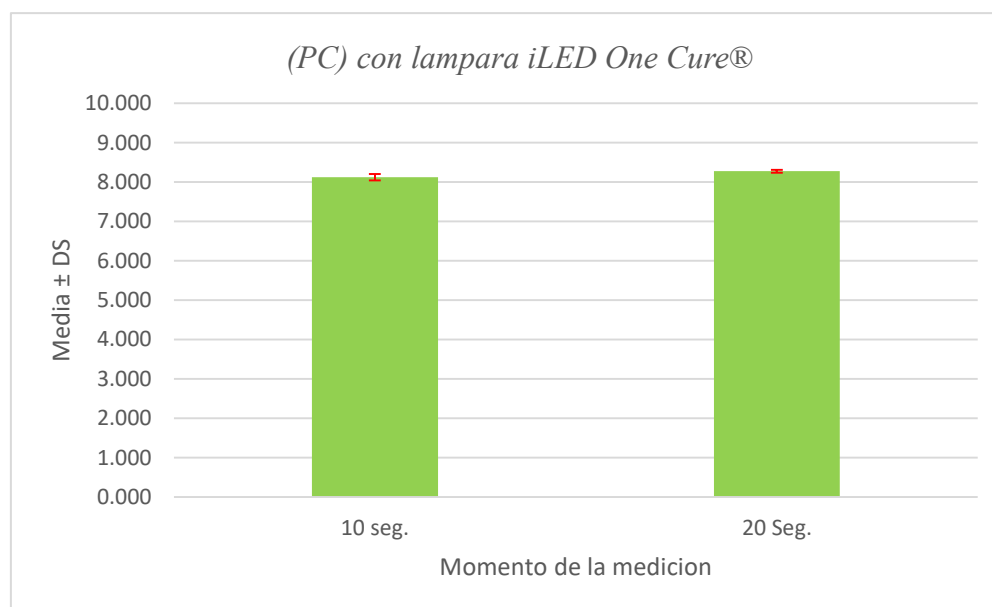
*(PC) en cilindros de (RC) supra- nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara iLED One Cure® a 10 y 20 segundos.*

Variable	N°	Media	DS	Mediana	Mínimo	Máximo
10 seg.	10	8.122	0.083	8.130	7.97	8.23
20 seg.	10	8.273	0.036	8.275	8.2	8.32

*Nota.* La (PC) promedio con la lámpara *iLED One Cure®* a los 10 segundos fue 8.122 con una (DE) de 0.083 y a los 20 segundos fue 8.273 con una (DE) de 0.036. Observándose un incremento promedio de (PC) a los 20 segundos de 0.151.

**Figura 4**

*(PC) en cilindros de (RC) supra- nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara iLED One Cure® a 10 y 20 segundos.*



**Tabla 5**

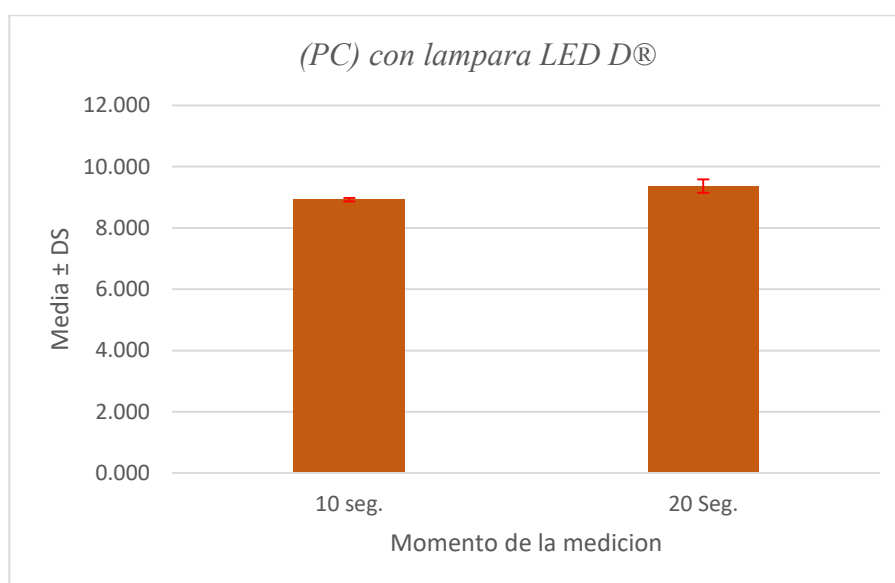
*(PC) en cilindros de (RC) supra- nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara LED D® a 10 y 20 segundos.*

Variable	N°	Media	DS	Mediana	Mínimo	Máximo
10 seg.	10	8.921	0.054	8.915	8.85	9.01
20 seg.	10	9.367	0.218	9.35	9.1	9.81

*Nota.* La (RC) promedio con la lámpara LED D® a los 10 segundos fue 8.921 con una (DE) de 0.054 y a los 20 segundos fue 9.367 con una (DE) de 0.218. Observándose un incremento promedio de (PC) a los 20 segundos de 0.446, siendo este incremento el mayor encontrado en relacion a las demas lámparas LED.

**Figura 5**

*La (PC) en cilindros de (RC) supra- nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara LED D® a 10 y 20 segundos.*



**Tabla 6**

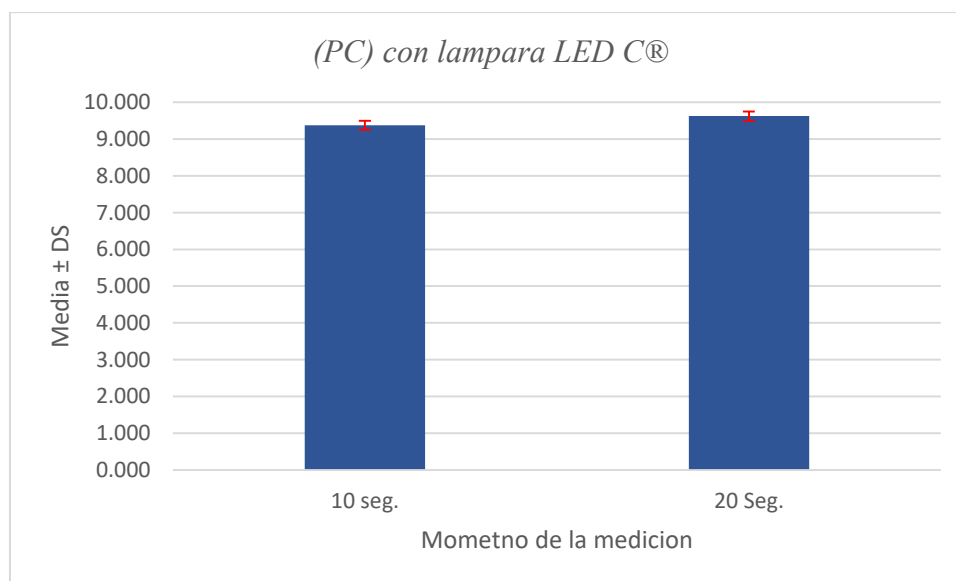
*(PC) en cilindros de (RC) supra- nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara LED C® a 10 y 20 segundos.*

tiempo	N°	Media	DS	Mediana	Mínimo	Máximo
10 seg.	10	9.374	0.120	9.390	9.15	9.54
20 seg.	10	9.626	0.125	9.595	9.45	9.83

*Nota.* La (PC) promedio con la lámpara LED C® a los 10 segundos fue 9.374 con una desviación estándar de 0.120 y a los 20 segundos fue 9.626 con una desviación estándar de 0.125. Observándose un incremento promedio de (PC) a los 20 segundos de 0.252.

**Figura 6**

*(PC) en cilindros de (RC) supra- nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara LED C® a 10 y 20 segundos.*



*Nota.* Se elaboraron tablas de resumen por cada momento de la medición y para cada lámpara LED. Se generaron graficas de barras de medias con la (DE). Para evaluar la normalidad de los datos se utilizó la prueba de Shapiro Wilk. Para comparar si había diferencia entre los tiempos para cada lámpara se utilizó la prueba t de Student. El nivel de significancia

que se utilizó fue de 0.05, Para el análisis estadístico se utilizó el programa estadístico Stata V1

**Tabla 7**

*Resultados sacados por cada lámpara LED y aplicando la división entre 2 del promedio final como está indicado en la norma ISO 4049 para hallar la (PC).*

	<b>LED D</b>	<b>LED C</b>	<b>LED ILDED</b>	<b>LED X-CURE</b>	<b>HALÓGENA</b>
<b>10 segundos</b>	4.46	4.69	4.06	4.17	3.97
<b>20 segundos</b>	4.68	4.81	4.13	4.36	4.02

*Nota.* Según el presente estudio y los resultados finales vemos como la lámpara LED C obtuvo mayor (PC) con respecto a las demás lámparas. También que todas las lámparas LED cumplen con la norma ISO 4049 sobre la (PC).

## V. Discusión de resultados

No se encontraron trabajos de investigación en que evalúen distintas lámparas de (FP) con (RC) *Bulk fill flow*® (*tokuyama*) supra – nanoparticuladas según la norma ISO 4049, pero si se evaluaron propiedades de (RC) (BF) de otras marcas comerciales, (RC) nanohíbridas, sellantes, con lámparas L.E.Ds polywave, monowave y (LH).

En los resultados de la esta investigación se obtuvieron que las lámparas L.E.Ds (*X-Cure*®, *iLED One Cure*®, *LED D*®, *LED C*®) dieron mayores medidas de (PC) por ende diferencias apreciables en el promedio de (PC) de los bloques de (RC) *Bulk fill flow*® (*tokuyama*) a comparación de los bloques de (RC) fotocuradas con (LH), que concuerda con el trabajo de investigación de Guerrero Bravo y Chumi Terán (2017) en la cual depositaron la (RC) en su respectiva matriz con una cinta celuloide en base y otra por encima, fotopolimerizaron a distancia mínima, concluyeron que consiguieron mayor (PC) con la lámpara L.E.D a comparación de la (LH). Coincide también en resultados de la investigación de Guerrero (2016) que comparó la (PC) de una (RC) fotopolimerizada con una lámpara L.E.D y una (LH) según las indicaciones que menciona la Norma ISO 4049, lo cual dio como conclusión que la menor (PC) de (RC) fue la que se hizo con la (LH) a comparación que con la lámpara L.E.D que fue mayor su (PC). También concuerda con los resultados obtenidos la investigación de Guerrero (2017) entre la (PC) que polimeriza una (LH) vs una lámpara L.E.D y que considera que a cuanto esté más cerca la fuente de luz con respecto a la zona superficial de la (RC) mayor será su (PC) y también determina que la (PC) será mayor si la (RC) es fotopolimerizada por una lámpara L.E.D a comparación de la (LH).

Considerar que se realizó la polimerización de la (RC) *Bulk fill flow*® (*tokuyama*) dentro del molde de acero a una distancia de (FP) de 0mm con las lámparas L.E.Ds y (LH) como indica la norma ISO 4049, y no a mayor distancia de (FP) ya que no se hubiera obtenido

la máxima (PC) como nos muestra la investigación de Villareal Rojas y Yamamoto Nagano (2015) en el cual hicieron una comparativa la (PC) de un sellante de fosas y fisuras fotocuradas con lámpara L.E.D a distintas distancias de (FP) 0mm, 5mm y a 10mm por 20seg. en el cual la distancia de 0mm de (FP) tuvo la mayor (PC) a comparación de las otras distancias, se concluye que a mayor distancia de (FP) afecta su (PC). Que coincide con el trabajo de Medina y Carbajal (2016) que utilizaron una (RC) (BF) fotopolimerizadas con lámparas L.E.Ds, vieron su variación de (PC) fotopolimerizadas a distintas distancias de 0mm, 4mm y 6mm, donde si hubo diferencias apreciables en (PC) a 0mm de espacio con respecto a 4mm y 6mm de espacio, y que las (RC) (BF) tienen mayor (PC) a comparación que las (RC) convencionales. Concuerda también con la investigación de Boza Quiñones (2015) que igual empleo una (RC) (BF) que fue fotoactivada a 0mm y a 4mm de distancia con respecto a la fuente de luz siguiendo los parámetros estipulados por la norma ISO 4049, donde dio como resultado que las (RC) (BF) obtienen la mayor (PC) sujetas a la mínima distancia de (FP) con respecto a la superficie de la (RC) con la fuente de luz.

Satisfactoriamente por los resultados de (PC) podríamos concluir que las lámparas de tecnología L.E.Ds y la (LH) que se utilizaron en la investigación fueron efectivas ya que los resultados están dentro de los parámetros de la Norma ISO 4049 sin embargo existiendo diferencias de (PC) entre ellas, que coincide con la investigación de Erazo (2019) que empleó en su trabajo de investigación que uso 3 tipos de (RC) (BF) verificando que los resultados logren estar dentro del estándar que pide la Norma ISO 4049, lo que dio como resultados que sus 3 (RC) (BF) testeadas lograron cumplir con la Norma ISO 4049, pero habiendo diferencias significativas de (PC) entre ellas, por otro lado también hay coincidencia con el trabajo de investigación de Zambrano Negrete (2016) que puso a prueba la efectividad de la (PC) de una (RC) (BF) sin mostrar diferencias significativas en las lámparas L.E.Ds que empleó pero sin discrepancias en su (PC) entre ellas.

Otro dato importante sobre la investigación considerar que estas 2 lámparas L.E.Ds (*LED D®* y *LED C®*) son de tecnología monowave y la lámpara L.E.D (*X-Cure®*) es de tecnología polywave lo cual las primeras lámparas monowave obtuvieron mayor (PC) de las (RC) (BF) con respecto a la lámpara polywave que concuerda con el trabajo de investigación de Gutiérrez y Pomacóndor (2020) donde hicieron una comparativa entre dos lámparas L.E.Ds una de tecnología monowave y otra de tecnología polywave sobre la (PC) de 3 (RC) (BF) lo cual resulto en promedio que la lámpara de tecnología monowave obtuvo mayor (PC) a comparación de la lámpara de tecnología polywave.

En la presente investigación una variable importante fue el tiempo de exposición que se empleó sobre la (RC) (BF) que fue de 10 segundos y 20 segundos por cada lámpara, el fabricante de la (RC) (BF) indica que el tiempo de polimerización es de 10 segundos para cumplir los 4mm de (PC), pero hubo una mejora aumentando tiempo de exposición a 20 segundos presentó mayor (PC) lo que da una diferencia significativa con respecto al tiempo de exposición de 10 segundos, que coincide en resultados con el estudio de Kogan y Gutiérrez (2016) que emplearon 2 (RC) (BF) y fueron expuestas a distintos tiempos de exposición que fueron a 3 segundos y a 15 segundos, que obtuvieron diferencias significativas, ya que la (RC) (BF) expuesta a 15 segundos tuvo mayor (PC) a diferencia la que fue expuesta a 3 segundos. También concuerda en resultados con la investigación de Villacís (2016) que comprobó la (PC) de una (RC) (BF) con 2 distintos modelos de lámparas L.E.Ds, a 0mm de distancia de la fuente de luz y expuesta a diferentes tiempos de (FP) lo cual concluye que a mayor tiempo de exposición mayor será la (PC).

## VI. Conclusiones

- a. En todas las lámparas LEDs, las diferencias de medias a los 20 segundos respecto a los 10 segundos, fueron estadísticamente significativas.
- b. La lámpara que obtuvo el mayor promedio en (PC) fue la Lámpara *LED C* con respecto a las demás lámparas de fotocurado L.E.Ds. Debido a que tiene buena intensidad ya que mantiene su intensidad desde principio a fin, a comparación de las otras lámparas como la X-cure, que tiene una intensidad rampante quiere decir que empieza con poca intensidad en los primeros segundos y va subiendo poco a poco hasta llegar a su máxima intensidad.
- c. Que a mayor tiempo de exposición de la fuente de luz sobre la (RC) mejores resultados en la (PC).
- d. La (LH) obtuvo el menor promedio en (PC) con diferencias significativas a comparación de las demás lámparas L.E.Ds de (FP), a causa de la cual tiene la menor intensidad en  $\text{mW/cm}^2$ .
- e. Todas las lámparas que fueron usadas en esta investigación dieron resultados que están dentro de estándar de la norma ISO 4049 sobre la (PC) de la (RC) (BF).

## VII. Recomendaciones

- a. Realizar más estudios sobre la (PC) de la (RC) de última generación. Realizar un estudio sobre la (PC) de la (RC) *bulk fill flow*® (*Tokuyama*) con lámparas de altas intensidades que superen los 1000 mW/cm<sup>2</sup> si también de esa forma cumplen con la norma ISO 4049.
- b. Realizar un estudio sobre la (PC) de la (RC) de últimas generaciones a distintos tiempos de polimerización usando lámparas LEDs monowave y polywave según la norma ISO 4049. Así poder extender el estudio con distintas variables y poder crear mayor información para futuras investigaciones.
- c. Se recomienda que las lámparas halógenas darle sus mantenimientos rutinarios, llevarlos al servicio técnico, verificándolos con el radiómetro, cambio de filtro, limpieza del ventilador y entre otros. También estar testeando las lámparas LEDs del consultorio, que no disminuya su intensidad por menos de los 400 mW/cm<sup>2</sup>, lo cual se verificará con su radiómetro para poder mantener su buen funcionamiento.

### VIII. Referencias

- Anusavice, K., Shen, C. y Rawls, R. (2013). *Phillip's Science of Dental Materials*. Elsevier.
- Albers, H. (1988). *Odontología estética: selección y colocación de materiales*. Labor.
- Bayne, S., Heymann, H. y Swift, E. (1994). Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association*, 125(6), 687-701.  
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.1994.0113>
- Benetti, A., Havndrup-Pedersen, C., Honoré, D., Pedersen, M. y Pallesen, U. (2015). Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Contraction, Depth of Cure, and Gap Formation. *Operative Dentistry*, 40(2), 190–200. <https://doi.org/10.2341/13-324-L>
- Bouschlicher, M., Vargas, M. y Boyer, D. (1997). Efecto del tipo de compuesto, la intensidad de la luz, el factor de configuración y la polimerización por láser sobre las fuerzas de contracción de la polimerización. *Revista americana de odontología*, 10(2), 88-96.  
<https://europepmc.org/article/med/9545896>
- Bowen, R. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 66(1), 57-64.  
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.1963.0010>
- Boza, Y. (2015). *Estudio de la profundidad de polimerización de resinas bulk fill a diferentes distancias de fotoactivación*. [Tesis de pregrado, Universidad Nacional Mayor de San Marcos]. <https://hdl.handle.net/20.500.12672/4552>
- Carrillo, C. y Monroy, A. (2009). Materiales de resinas compuestas y su polimerización. *Revista ADM*, 65(4). 10-17. <https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2009/od094b.pdf>

- Chaple, A., Montenegro, Y. y Álvarez, J. (2016) Evolución histórica de las lámparas de fotopolimerización. *La Habana: Revista Habanera de Ciencias Médicas*, 15(1), 8-16. <https://www.medigraphic.com/pdfs/revhabciemed/hcm-2016/hcm161c.pdf>
- Combe, E. y Burke, F. (2000). Contemporary Resin-based Composites Materials for Direct Placement Restorations: Packables, Flowables and Others. *Dent Update*, 27(1), 326-336. <https://doi.org/10.12968/denu.2000.27.7.326>
- Corral, C., Vildósola, P., Bersezio, C., Alves, E. y Fernández, E. (2015). Revisión del estado actual de resinas compuestas bulk-fill. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 27(1), 177-196. <http://dx.doi.org/10.17533/udea.rfo.v27n1a9>
- Culbertson, B., Wan, Q. y Tong, Y. (1997). Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. *Journal of Macromolecular Science*, 34(12), 2405-2421. <https://doi.org/10.1080/10601329708010056>
- De la Macorra, J. (1999). La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. *Odontología conservadora*, 2(1), 24-35. [https://eprints.ucm.es/id/eprint/5045/1/La\\_contraccion\\_de\\_polimerizacion\\_de\\_los\\_materiales\\_restaura.pdf](https://eprints.ucm.es/id/eprint/5045/1/La_contraccion_de_polimerizacion_de_los_materiales_restaura.pdf)
- Erazo, P. (2019). *Profundidad de fotopolimerización de diferentes resinas nano-híbridas bulk fill*. [Tesis de pregrado, Universidad Nacional de Loja]. <https://dspace.unl.edu.ec/jspui/handle/123456789/22870>
- Erickson, R. y Barkmeier, W. (2019). Comparisons of ISO depth of cure for a resin composite in stainless-steel and natural-tooth molds. *European Journal of Oral Sciences*, 127(6), 556-563. <https://doi.org/10.1111/eos.12652>

- Fadul, J., Molina, C., Yáñez, E. y Luna, L. (2008). Profundidad de curado de resinas con diferentes fotoiniciadores polimerizadas con dos lámparas LED. *Universitas Odontológica*, 27(59), 15-22. <https://www.redalyc.org/pdf/2312/231218569002.pdf>
- Ferracane, J., Berje, H. y Condon, J. (1998). In vitro aging of dental composites in water? Effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research*, 42(3), 465-472. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4636\(19981205\)42:3%3C465::aid-jbm17%3E3.0.co;2-f](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4636(19981205)42:3%3C465::aid-jbm17%3E3.0.co;2-f)
- Fong, H., Dickens, S. y Flaim, G. (2005). Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate. *Dental Materials*, 21(6), 520-529. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.08.003>
- Fortín, D. y Vargas, M. (2000). The spectrum of composites: New techniques and materials. *Journal of the American Dental Association*, 131(1), 26-30. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2000.0399>
- Gagliani, M., Fadini, L. y Ritzman, J. (2002). Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. *The Journal of adhesive dentistry*, 4(1), 41-47. [http://www.quintpub.com/userhome/jad/jad\\_4\\_1\\_gagliani\\_6.pdf](http://www.quintpub.com/userhome/jad/jad_4_1_gagliani_6.pdf)
- Geurtsen, W. (2000). Biocompatibilidad de los materiales de obturación modificados con resina. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 11(3), 333-355. <https://doi.org/10.1177/10454411000110030401>
- Guerrero, A. (2016). *Estudio comparativo in vitro de la profundidad de curado de una resina nano-híbrida fotoactivada con luz halógena versus luz LED según la norma ISO 4049, en la Carrera de Odontología de la Unidad Académica de Salud y Bienestar, Carrera de Odontología, de la Universidad Católica de Cuenca, período 2015-2016*. [Tesis de pregrado, Universidad Católica de Cuenca]. <https://dspace.ucacue.edu.ec/handle/ucacue/4764>

- Guerrero, A. y Chumi, R. (2017). Comparación *in vitro* de la profundidad de curado de una resina nanohíbrida fotoactivada con luz halógena versus luz led. *Revista Nacional de Odontología* ISSN, 13(26), 1-10. <https://revistas.ucc.edu.co/index.php/od/article/view/2042>
- Guerrero, H. (2017). *Estudio comparativo de la profundidad de fotocurado en sellantes de fosas y fisuras con luz halógena y luz LED a diferentes longitudes de distancia*. [Tesis de pregrado, Universidad Central del Ecuador]. <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/12547>
- Gutiérrez, A. y Pomacóndor, C. (2020). Comparación de la profundidad de polimerización de resinas compuestas bulk fill obtenida con dos unidades de fotoactivación LED: polywave versus monowave. *Odontología. Sanmarquina 2020*, 23(2), 131-138. <http://dx.doi.org/10.15381/os.v23i2.17757>
- Hervás, A., Martínez, M., Cabanes, J., Barjau, A. y Fos, P. (2006). Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cirugía Bucal*, 11(2), 215-220. [https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1698-69462006000200023](https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1698-69462006000200023)
- Hofmann, N., Hugo, B. y Klaiber, B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *European Journal of Oral Sciences*, 110(6), 471-479. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2002.21359.x>
- Kinomoto, Y., Torii., Takeshige, F. y Ebisu, S. (1999). Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites. *Journal of dentistry*, 27(5), 383-389. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(98\)00065-7](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(98)00065-7)
- Kogan, A., Kogan, E. y Gutiérrez, D. (2016). Estudio comparativo de profundidad de curado y dureza entre dos sistemas de resina “bulk-fill” con dos tiempos de polimerización

- usando una lámpara de alta intensidad. *Revista oral* 2016, 17(54), 1354-1358.  
<https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=72927>
- La Torre, G., Marigo, L., Pascarella, G. y Rumi, G. (2003). Tecnología de diodos emisores de luz (LED) aplicada a la fotopolimerización de composites de resina. *Minerva Stomatologica*, 52(5), 193-200. <https://europepmc.org/article/med/12874538>
- Leinfelder, K. (1985). Composite resins. *Dental clinics of North America*, 29(2), 359-371.  
[https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)02168-1](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)02168-1)
- Leonard, D., Charlton, D., Roberts, H. y Cohen, M. (2002). Eficiencia de polimerización de lámparas de polimerización LED. *Diario de Odontología Estética y Restauradora*, 14(5), 286-295. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2002.tb00524.x>
- Malhotra, N., Kumbala, M. y Acharya, S. (2010). Strategies to overcome polymerization shrinkage-materials and techniques. A review. *Dental Update*, 37(2), 115-125.  
<https://doi.org/10.12968/denu.2010.37.2.115>
- Mc Cabe, J. y Kagi, S. (1991). Mechanical Properties of a composite inlay material following post-curing. *British Dental Journal*, 171(8), 246-248.  
<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4807685>
- Medina, M. y Carvajal, S. (2016). *Estudio comparativo in vitro de la profundidad de curado de 2 resinas bulkfill a distintas distancias de fotoactivación según la norma ISO 4049*. [Tesis de pregrado, Universidad Andrés Bello].  
<http://repositorio.unab.cl/xmlui/handle/ria/3794>
- Mirabella, D., Spena, R., Scognamiglio, G., Luca, L., Gracco A. y Siciliani, G. (2008). LED vs halogen light-curing of adhesive-precoated brackets. *Angle Orthodontist*, 78(5), 935-940. <https://doi.org/10.2319/042707-211.1>

- Mohsen, N. y Craig, R. (1995). Hydrolytic stability of silanated zirconium silica-urethane dimethacrylate composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(3), 213-220.  
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1995.tb01566.x>
- Park, J., Chang, J. y Lee, I. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Science Direct*, 24(11), 1501-1505.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.03.013>
- Pilo, R., Oelgiesser, D. y Cardash, H. (1999). A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *Journal of Dentistry*, 27(3), 235-241. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(98\)00052-9](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(98)00052-9)
- Rodríguez, A., Christiani, J., Álvarez, N. y Zamudio, M. (2018). Revisión de resinas Bulk Fill: estado actual. *RAAO*, 58(1), 55-60.  
<http://repositorio.unne.edu.ar/handle/123456789/1600>
- Rodríguez, D. y Pereira, N. (2008). Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta odontológica venezolana*, 46(3), 1-31.  
<https://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/art-26/>
- Rueggemberg, F. y Craig, R. (1988). Correlación de parámetros utilizados para estimar la conversión de monómeros en un composite fotopolimerizable. *Revista de investigación dental*, 6 (67), 932-937. <http://hdl.handle.net/2027.42/67029>
- Sarkar, N., Karmaker, A., Prasad, A. y Shih, F. (1999). Simulation of in vivo degradation of dental composites. *Journal of Materials Science Letters*, 18(21), 1749– 1752.  
<https://doi.org/10.1023/A:1006666808669>
- Sarrett, D. (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composites restorations. *Dental Materials*, 21(1), 9-20.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.10.001>
- Schmiidsedeir, J. (1999). Atlas de Odontología Estética. Masson.

- Villacís, J. (2016). *Profundidad de polimerización: Estudio comparativo in-vitro de un composite nano-hibrido, fotopolimerizando con luz LED convencional y de extra poder*. [Tesis de pregrado, Universidad Central del Ecuador]. <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/6685>
- Villarreal, A., Guerrero, J., Yamamoto, A. y Barceló, F. (2015). Profundidad de curado de selladores de foseas y fisuras utilizando luz emitida por diodos (LED) a diferentes distancias. *Revista Odontológica Mexicana*, 19(2), 76-80. [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1870-199X2015000200002](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1870-199X2015000200002)
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J. y Vanherle, G. (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials*, 8(5), 310-319. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(92\)90106-M](https://doi.org/10.1016/0109-5641(92)90106-M)
- Zambrano, N. (2016). *Efectividad del uso de lámparas en la profundidad de fotocurado en resinas compuestas*. Universidad Andrés Bello, 2016. [Tesis de pregrado, Universidad Andrés Bello]. [https://repositorio.unab.cl/xmlui/bitstream/handle/ria/3177/a117546\\_Zambrano\\_N\\_Efectividad\\_del\\_uso\\_de\\_lamparas\\_2016\\_Tesis.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://repositorio.unab.cl/xmlui/bitstream/handle/ria/3177/a117546_Zambrano_N_Efectividad_del_uso_de_lamparas_2016_Tesis.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

## IX. Anexos

## Anexo A: Matriz de Consistencia.

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPOTESIS	VARIABLES	DISEÑO	ANÁLISIS ESTADÍSTICO
¿Qué diferencia habrá en la profundidad de curado de la resina compuesta supra-nanoparticulada Bulk Fill Flow® (Tokuyama) fotopolimerizadas con lámparas L.E.Ds en diferentes tiempos de exposición in vitro?	<p>-Objetivo general: Evaluar la profundidad de curado de la resina compuesta supra-nanoparticulada fotopolimerizada con lámparas L.E.Ds en diferentes tiempos de exposición in vitro.</p> <p>-Objetivos específicos:            * Determinar la profundidad de curado en 10 cilindros de resina compuesta supra-nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara LED X-cure® a 10 segundos y a 20 segundos.            * Determinar la profundidad de curado en 10 cilindros de resina compuesta supra-nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara iLED One Cure® a 10 segundos y a 20 segundos.            * Determinar la profundidad de curado en 10 cilindros de resina compuesta supra-nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara LED D® a 10 segundos y a 20 segundos.            * Determinar la profundidad de curado en 10 cilindros de resina compuesta supra-nanoparticulada fotopolimerizadas con lámpara LED C® a 10 segundos y a 20 segundos.</p>	Es probable que la (PC) de la resina supra-nanoparticulada polimerizadas con la lámpara LED X-cure®, tenga diferencias significativas al compararla con las otras lámparas de fotocurados (iLED One Cure®, LED D®, LED C®) con diferentes tiempos de exposición de 10 y 20 segundos.	<p>VARIABLES independientes: lámparas de fotocurado dental.</p> <p>VARIABLES dependientes: profundidad de curado de la (RC) (BF).</p>	<p>Experimental</p> <p>nivel explicativo transversal, prospectivo</p>	<p>Se elaboró una base de datos en Excel v2010. Se utilizó el programa estadístico STATA v17.0. Se describieron los datos a través de la media, desviación estándar, mediana, mínimo y máximo</p>

**Anexo B: Norma ISO 4049.****INTERNATIONAL  
STANDARD****ISO  
4049**Third edition  
2000-07-15

---

**Dentistry — Polymer-based filling,  
restorative and luting materials***Art dentaire — Produits d'obturation, de restauration et de scellement à  
base de polymères*

## 7.10 Depth of cure, Class 2 materials

### 7.10.1 Apparatus

**7.10.1.1 Stainless steel mould**, for the preparation of a cylindrical specimen, 6 mm long × 4 mm in diameter unless the manufacturer claims a depth of cure in excess of 3 mm; in this event, the mould shall be at least 2 mm longer than twice the claimed depth of cure.

NOTE A mould-release agent which does not interfere with the setting reaction, for example a 3 % solution of polyvinyl ether wax in hexane, may be used to facilitate removal of the specimen. See also 7.4 in relation to metal affinity materials.

**7.10.1.2 Two glass slides/plates**, each of sufficient area to cover one side of the mould.

NOTE Standard glass microscope slides may be used.

**7.10.1.3 White filter paper**.

**7.10.1.4 Film** transparent to the activating radiation, e.g. polyester, (50 ± 30) µm thick.

**7.10.1.5 External energy source**, as recommended by the manufacturer for use with the test material [see 8.3 e)].

**7.10.1.6 Micrometer**, accurate to 0,01 mm.

**7.10.1.7 Plastics spatula**.

Licensed to Dr. Santos  
ISO Store order #: 10-1012392/Downloaded: 2009-02-11  
Single user licence only, copying and networking prohibited

14

© ISO 2000 – All rights reserved

### 7.10.2 Procedure

Place the mould (7.10.1.1) onto a strip of the transparent film (7.10.1.4) on a glass microscope slide. Fill the mould with the test material, prepared in accordance with the manufacturer's instructions, taking care to exclude air bubbles. Slightly overfill the mould and put a second strip of the transparent film on top followed by the second microscope slide. Press the mould and strips of film between the glass slides (7.10.1.2) to displace excess material. Place the mould onto the filter paper (7.10.1.3), remove the microscope slide covering the upper strip of film and gently place the exit window of the external energy source (7.10.1.5) against the strip of film. Irradiate the material for the time recommended by the manufacturer to achieve a depth of cure of at least 0,5 mm for opaquer luting materials, 1 mm for opaque shade filling and restorative materials or 1,5 mm for all other materials.

Immediately after completion of irradiation, remove the specimen from the mould and remove the uncured material with the plastics spatula (7.10.1.7). Measure the height of the cylinder of cured material with the micrometer (7.10.1.6) to an accuracy of ± 0,1 mm and divide the value by two.

Record this value as the depth of cure.

Repeat the test twice.

Class 2 Group 2 materials shall be tested after exposure to irradiation from the primary source and not after processing in a curing oven. The test is intended to demonstrate the conversion of monomer to polymer at the modelling stage that enables the material to be transferred from the die to the curing oven.

### 7.10.3 Treatment of results

If all three values for opaquer luting materials are greater than 0,5 mm, for opaque shade filling and restorative materials are greater than 1,0 mm, and for all other materials greater than 1,5 mm, the material has complied with the first requirement of 5.2.8.

In order to comply with the second requirement of 5.2.8, all three values shall be no more than 0,5 mm below the value stated by the manufacturer.

## 7.10 Profundidad de curado, materiales Clase 2

### 7.10.1 Aparatos

7.10.1.1 Molde de acero inoxidable, para la preparación de una muestra cilíndrica, de 6 mm de largo por 4 mm de diámetro a menos que el fabricante afirme una profundidad de curado superior a 3 mm; en este caso, el molde debe tener al menos 2 mm más del doble de la profundidad de curado declarada.

NOTA Un desmolde ante que no interfiera con la reacción de fraguado, por ejemplo, una solución al 3 % de polivinilo

Se puede utilizar cera de éter en hexano para facilitar la extracción de la muestra. Véase también 7.4 en relación con los materiales de afinidad metálica.

7.10.1.2 Dos portaobjetos/placas de vidrio, cada una de área suficiente para cubrir un lado del molde.

NOTA Se pueden utilizar portaobjetos de microscopio de vidrio estándar.

7.10.1.3 Papel de filtro blanco.

7.10.1.4 Película transparente a la radiación activadora, p. poliéster, (50 30)  $\mu\text{m}$  de espesor.

7.10.1.5 Fuente de energía externa, según lo recomendado por el fabricante para usar con el material de prueba

7.10.1.6 Micrómetro, precisión de 0,01 mm.

7.10.1.7 Espátula de plástico.

### 7.10.2 Procedimiento

Coloque el molde (7.10.1.1) sobre una tira de película transparente (7.10.1.4) en un portaobjetos de microscopio de vidrio. Llenar el molde con el material de prueba, preparado de acuerdo con las instrucciones del fabricante, teniendo cuidado de excluir el aire burbujas Sobrellenar ligeramente el molde y poner encima una segunda tira de film transparente seguida de la segunda portaobjetos de microscopio. Presione el molde y las tiras de película entre los portaobjetos de vidrio (7.10.1.2) para desplazar el exceso material. Coloque el molde sobre el papel de filtro (7.10.1.3), retire el portaobjetos que cubre la tira superior de película y coloque suavemente la ventana de salida de la fuente de energía externa (7.10.1.5) contra la tira de película. Irradiar el material durante el tiempo recomendado por el fabricante para lograr una profundidad de curado de al menos 0,5 mm para opaquer materiales de cementación, 1 mm para materiales de relleno y restauración de color opaco o 1,5 mm para todos los demás materiales. Inmediatamente después de completar la irradiación, retire la muestra del molde y retire el material sin curar. Con la espátula de plástico (7.10.1.7). Mida la altura del cilindro de material curado con el micrómetro.

(7.10.1.6) con una precisión de 0,1 mm y dividir el valor por dos.

Registre este valor como la profundidad de curado.

Repita la prueba dos veces.

Los materiales Clase 2 Grupo 2 deben ensayarse después de la exposición a la irradiación de la fuente primaria y no después procesamiento en un horno de curado. La prueba está destinada a demostrar la conversión de monómero a polímero en la etapa de modelado que permite transferir el material desde el troquel al horno de curado.

### 7.10.3 Tratamiento de los resultados

Si los tres valores para los materiales de cementación opaquer son superiores a 0,5 mm, para el relleno y la restauración de color opaco materiales son mayores de 1,0 mm, y para todos los demás materiales mayores de 1,5 mm, el material ha cumplido con el primer requisito de 5.2.8.

Para cumplir con el segundo requisito de 5.2.8, los tres valores no deben estar más de 0,5 mm por debajo del valor indicado por el fabricante

### Anexo C: Cuadro de recolección de datos.

	Cilindros (RESULTADOS EN MILIMETROS)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<b>lámparas a 10 segundos</b>										
LED D	8.98	8.87	8.94	8.85	8.89	8.97	8.94	8.87	8.89	9.01
LED C	9.41	9.52	9.32	9.45	9.15	9.37	9.33	9.41	9.54	9.24
LED ILED	8.12	8.06	8.08	8.15	7.97	8.23	8.14	8.22	8.05	8.2
X-CURE	8.42	8.34	8.29	8.31	8.33	8.41	8.38	8.35	8.4	8.3
HALÓGENA (grupo control)	7.95	7.9	8.02	7.92	7.9	7.84	7.93	8	7.98	7.93
<b>lámparas a 20 segundos</b>										
LED D	9.12	9.22	9.81	9.1	9.45	9.35	9.56	9.48	9.35	9.23
LED C	9.81	9.83	9.54	9.45	9.53	9.7	9.63	9.56	9.66	9.55
LED ILED	8.29	8.31	8.25	8.25	8.2	8.3	8.29	8.26	8.32	8.26
X-CURE	8.78	8.72	8.4	8.98	8.58	8.7	8.68	8.8	8.78	8.75
HALÓGENA (grupo control)	8.12	8.06	7.93	8.01	8.04	8.05	8.06	8.1	8.09	8.02

**Anexo D: Abreviaturas utilizadas.**

- (Bis-GMA) Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato.
- (CQ) Canforoquinona.
- (CV) Contracción volumétrica.
- (DE) desviación estándar
- (EC) Estrés de contracción.
- (FP) Fotopolimerización.
- (ISO) Organización internacional de estandarización.
- (LED) Light Emitting Diode.
- (LH) Lámpara Halógena.
- (LO) Longitud de onda.
- (LP) Lámpara de plasma.
- (LS) Lámpara laser.
- (MO) Matriz orgánica.
- (MPS)  $\gamma$ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano.
- (RC) Resina compuesta.
- (RI) Relleno inorgánico.
- (RL) Radicales libres.
- (PC) Profundidad de curado.
- (PMMA) Polimetilmetacrilato.
- TEGDMA trietilenglicol dimetacrilato.
- (UDMA) dimetacrilato de uretano.

**Anexo E: Fotos de la experimentación.**









