



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

VERIFICACIÓN DE LA EFICACIA DE UN NUEVO
FOTOINICIADOR, CON GROSORES DE RESINA
COMPUESTA MAYORES A 2MM.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

ALMA IXCHEL ACEVES SERRANO

TUTOR: Mtro. JORGE MARIO PALMA CALERO



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

A Dios por darme la oportunidad de vivir cada día y de proveerme siempre de todo lo que necesito.

A mis padres, porque siempre han estado ahí en las buenas y en las malas, sin su apoyo este proyecto jamás se hubiese realizado.

A mi querida hermana, porque me ayudas en lo que necesito y has estado en los tiempos difíciles junto a mí.

A mi tía Chelo, siempre me animó a seguir adelante. Espero que desde donde estés te sigas sintiendo orgullosa de mí.

A la Sra. Grande porque siempre tuvo fe y confianza en mí, al fin he cumplido con mi promesa. Desde donde esté espero que siga orgullosa de Tinkerbell.

A todos los pacientes que tuvieron fe en mí aún sabiendo que era estudiante, sin ustedes jamás habría llegado tan lejos.

Índice

1. Introducción
2. Antecedentes
 - 2.1. Definición
 - 2.2. Norma
 - 2.3. Composición
 - 2.3.1. Matriz orgánica
 - 2.3.2. Matriz inorgánica
 - 2.3.3. Agente acoplador
 - 2.3.4. Iniciadores
 - 2.3.4.1. Canforoquinona
 - 2.3.4.2. Lucerin (TPO)
 - 2.4. Propiedades de la resina compuesta
 - 2.4.1. Propiedades mecánicas
 - 2.4.2. Propiedades físicas
 - 2.4.3. Propiedades estéticas
 - 2.4.4. Propiedades biológicas
 - 2.5. Polimerización
 - 2.5.1. Autopolimerización.
 - 2.5.2. Fotopolimerización.
 - 2.6. Lámparas de fotopolimerización.
 - 2.7. Profundidad de polimerización
3. Planteamiento del problema
4. Justificación
5. Objetivos
 - 5.1. General
 - 5.2. Específicos
6. Hipótesis
7. Variables

- 7.1. Dependiente
- 7.2. Independiente
- 8. Muestra
- 9. Materiales y método
- 10. Procedimiento
- 11. Resultados
- 12. Discusión
- 13. Conclusiones
- 14. Bibliografía

1. Introducción

Parte del trabajo de un cirujano dentista, además de devolver la función de los órganos dentales que la han perdido, es también devolver la estética de los mismos. Con base a esto se han diseñado diversos materiales que además de cumplir con las funciones mecánicas necesarias tratan de cumplir en su mayoría con la estética, entre estos materiales tenemos a la resina compuesta.

Una de las grandes preocupaciones que el dentista tiene al colocar una resina compuesta es que éstas no cambien de color y que las pueda colocar en el menor tiempo posible sin que el porcentaje de contracción sea elevado y con un grado de conversión elevado (mínimo del 65%). Hace años, la solución de estas preocupaciones eran una utopía, ya que, a pesar de que se aumentó la potencia de las lámparas de fotopolimerización, se unió al BisGMA con otros componentes como el TEDGMA o en su caso se sustituyó por otros, siguió sin conseguirse mejorar en su totalidad los sistemas de resina compuesta, ya que el único fotoiniciador que se conocía era la canforoquinona.

Actualmente, estas preocupaciones siguen siendo primordiales tanto para los dentistas como para los fabricantes, pero con la introducción de nuevos fotoiniciadores con mejores propiedades que la canforoquinona como la lucerina (TPO), éstos problemas de no se ven solucionados en su totalidad, pero se han mejorado notablemente, ya que su color es más estable y se puede obturar a una longitud mayor a 2mm, reduciendo así el tiempo de trabajo. Estas resinas compuestas mejoradas son las denominadas de obturación masiva (bulk fill), y, a pesar de ser muy recientes y de los pocos estudios que se tienen de ellas, se han convertido en un material innovador y prometedor.

2. Antecedentes

Antes de que las resinas compuestas fueran usadas ampliamente como materiales de restauración estéticos, existieron otros materiales de restauración. Un ejemplo de estos materiales fue el cemento de silicato, diseñado por Bycor, el cual fue usado desde 1905 y hasta la década de los sesenta. Dicho material consistía en polvo-líquido, principalmente. El polvo estaba compuesto por 40% de polvo fino de silicato y 30% de vidrio de aluminosilicato.¹¹

Debido a la baja resistencia y a la irritación pulpar que provocaba el cemento de silicato, se diseñaron plásticos basados en metacrilato y dimetacrilato. Los materiales basados en metacrilatos usaban el sistema peróxido-amina (N-dimetil p-toluidina como activador); mientras que los materiales basados en dimetacrilato usaban el sistema peróxido-ácido sulfínico (ácido p-toluensulfónico como activador). La principal desventaja del primero era su cambio de color después de la fotopolimerización; en tanto que la desventaja del segundo sistema era su inestabilidad en presencia de aire y agua (sensibilidad a la humedad).¹¹

No obstante, el primer paso para el desarrollo de las resinas compuestas actuales fue dado por Ray Bowen, quien en 1962 logró sintetizar el monómero BisGMA, al que agregó partículas finas de cuarzo. En sus inicios, estos composites poseían dos componentes que reaccionaban químicamente entre sí cuando eran mezclados (autopolimerización), hasta que los primeros sistemas de composites fotopolimerizables fueron desarrollados en 1970 (Nova, Denstply), como un intento de disminuir el largo tiempo de polimerización y controlar el momento en el que se realizará la misma. Estos composites se volvieron populares rápidamente, siendo actualmente los de mayor uso dentro del campo de la odontología.^{1,2,3,}

2.1. Definición.

Las resinas compuestas son materiales plásticos, sintéticos y heterogéneos formados por dos componentes diferentes que juntos, son utilizados como material restaurador por su capacidad de mimetizarse con el color dental.^{1,5}

La longevidad de una restauración a base de resina compuesta es de 7.8 años en pacientes sin alto riesgo de caries o con caries secundaria.²³

2.2. Norma

La norma de la ADA (American Dental Association) que se encarga de regular la calidad de las resinas compuestas es la número 27.

La clasificación de las resinas compuestas según la Norma 27 es:

Clase A: Material recomendado por el fabricante para usarse en restauraciones que involucran caras oclusales.

Clase B: Material recomendado para todos los demás usos.

A su vez, estas clases se subdividen en:

Tipo I: De reacción química o *quimiopolimerizable (autopolimerizable)*

Tipo II: Fotopolimerizables (activación por energía lumínica).⁴

Otra forma, fuera de la norma, de clasificación es en base a criterios como:

- Cronología (Primera, segunda, tercera, cuarta o quinta generación).
- Método de polimerización (autopolimerización, fotopolimerización, dual).
- Tamaño del material inorgánico (macrorrelleno, pequeña, híbrida, microhíbrida, microrrelleno, nanorrelleno, nanohíbridas).
- Consistencia (condensable, fluida).
- Uso (obturación en dientes anteriores y posteriores temporales o permanentes, selladores de foseas y fisuras, cementación, entre otros).^{1,7,11}

2.3. Composición

Las resinas compuestas están formadas principalmente por tres componentes básicos, matriz orgánica (monómeros), matriz inorgánica (material de relleno) y agentes de unión (silano). A los anteriores se agregan iniciadores de polimerización, modificadores de viscosidad y pigmentos.⁹

2.3.1. Matriz orgánica

La matriz orgánica representa entre 30 y 50% del volumen total del material, conformándose de oligómeros tales como BisGMA (Bisfenol Glicidilo diMetAcrilato) y UDMA (dimetacrilato de uretano), los cuales contienen dobles enlaces de carbono reactivos en sus extremos, que se pueden polimerizar por adición. Estos monómeros derivan de la resina epóxica, excepto que los grupos epóxicos son reemplazados por grupos metacrílicos. También poseen una gran viscosidad, por lo que se les deben añadir diluyentes como el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato), para obtener una consistencia clínica aceptable al mezclarlos con los rellenos.^{1,2,7,10,11}

2.3.2. Matriz inorgánica

También conocida como material de relleno, que permite en alta concentración, aumentar las características de resistencia compresiva, resistencia tensional, aumento de la dureza y resistencia a la abrasión; disminución del coeficiente de expansión térmica, así como coeficiente de contracción volumétrica y coeficiente de polimerización.^{1,2,5}

Constituye entre el 50% y el 84% de la resina y está formado por cuarzo fundido (10%), vidrio de aluminio-silicato, vidrio de boro-silicato

(50%), silicatos de litio y aluminio, fluoruros de calcio, vidrio de estroncio, silicato de zinc, sílice coloidal (100%), iterbio (itrio) y zirconio.^{1,11}

De acuerdo al tamaño de sus partículas el relleno se clasifica en:

Tabla 1: clasificación y tamaño de las partículas de relleno ^{7,9,11}

TIPO	Promedio del tamaño de las partículas
Macrorrelleno	1-50 μm
Pequeña	0.4-0.6 μm
Híbrida	0.04-2-15 μm
Microhíbrida	0.2-1 μm
Microrrelleno	0.02-0.04 μm
Nanorrelleno	0.01-0.10 nm
Nanohíbridas	0.01-0.10 nm

2.3.3. Agente acoplador

También llamado agente de conexión, es aquél que permite la unión entre el oligómero orgánico con el relleno inorgánico para que ambos funcionen como una unidad estructural. Los acopladores más utilizados son compuestos orgánicos de silicio denominados silanos, los cuales, al depositarse sobre el relleno, en presencia de agua, los grupos metoxi se hidrolizan formando grupos silanol (-SiOH) que reaccionan con los grupos silanol del relleno. Durante la polimerización del oligómero, los dobles enlaces de carbono del silicio reaccionan con los del oligómero, uniendo el relleno con la matriz polimérica. De la calidad de esta interfase dependerá en gran medida el buen funcionamiento del material. ^{1,7,9}

Además de encargarse de la adhesión entre las matrices que componen una resina compuesta, también sirve para proteger la superficie del relleno de la fractura, fortalece la capa límite de la matriz del

polímero y, por consiguiente, tiene efectos positivos en las propiedades de la resina compuesta. Con el agente acoplador apropiado, la fractura de las resinas difícilmente ocurre a nivel de la interfase, pero sí puede ocurrir a través de la matriz del polímero.²²

2.3.4. Iniciadores

Son todas aquellas sustancias que se encargan de iniciar la reacción química entre los monómeros de la resina compuesta a través de radicales libres. Existen dos tipos de iniciadores, los usados para la autopolimerización y los usados para la fotopolimerización.^{7,11}

-Iniciadores químicos: para poder iniciar la autopolimerización se requiere la presencia de dos sustancias que al combinarse entre sí logran producir radicales libres, estas sustancias son el peróxido de benzoilo (0.3-2%) y una amina terciaria (0.75%).^{6,7,11}

-Iniciadores fotoactivos: estos se dividen en dos tipos, para las resinas que curan por luz ultravioleta (benzoinas y cetonas) y para las resinas curadas con luz visible (dicetonas). Se basa en el uso de fotones luminosos y ultravioletas que vehiculizan la energía hacia los fotoactivadores que por efecto de la radiación producen radicales libres capaces de actuar sobre el monómero y desencadenar la reacción.^{6,7,11}

Entre los principales fotoiniciadores están:

2.3.4.1. Canforoquinona

Es un fotoiniciador cuyo rango de absorción de la luz es de 400-500nm, generalmente se acompaña de un co-iniciador, que es una amina terciaria alifática, que al reaccionar con la canforoquinona genera

radicales libres. Posee un color amarillo intenso y sólo permite la polimerización de capas de 2mm de grosor.^{1,2,4}

2.3.4.2. Lucerina (óxido de acilfosfina- Lucerin TPO)

Tiene un espectro de absorción característico de un rango corto de onda (desde 375 a 410nm). Se usa recientemente en algunas resinas compuestas porque es incoloro después de la reacción de fotopolimerización, provocando que los polímeros sean menos amarillentos que los que contienen a la canforoquinona como único fotoiniciador.^{12,13}

Este fotoiniciador produce radicales por la división fotoquímica de los enlaces C-P (carbono-fósforo) resultando en dos radicales iniciadores sin la necesidad de un co-iniciador o un fotosensibilizador. Los radicales resultantes, un acil y un fosfil, son más reactivos que los creados por el sistema canforoquinona-amina terciaria. De éstos dos radicales, el fosfil es considerado el más eficiente para la polimerización que el radical acil.^{15,16,18}

-Pigmentos: Se componen principalmente de óxidos inorgánicos, que van del amarillo al gris.¹

2.4. Propiedades de las resinas compuestas.

Como todos los materiales de obturación, las resinas compuestas poseen propiedades físicas y mecánicas que están determinadas por la naturaleza de sus tres componentes: la matriz orgánica, el porcentaje y tipo de relleno, y la calidad de los enlaces.^{5,11}

2.4.1. Propiedades mecánicas

-Resistencia a la compresión: Se pone a prueba durante la masticación. La resistencia a la compresión de las resinas compuestas alcanza rápidamente su valor máximo, aproximadamente el 90% al cabo de una hora, mientras que la amalgama alcanza únicamente 1/3 del valor total en el mismo tiempo. Las resinas compuestas con mayor resistencia a la compresión son las resinas híbridas.^{5,11}

-Resistencia a la tracción: En esta propiedad, las de mejor comportamiento son las resinas compuestas híbridas por el aporte de su relleno inorgánico, por lo que se usa en preparaciones oclusales y en los istmos.^{5,11}

-Módulo de elasticidad: También referido como módulo de Young, se le define como la relación entre la tensión y la deformación. Mientras mayor sea el volumen de la matriz orgánica menos rígida es la resina compuesta, por lo que a mayor cantidad de relleno mayor rigidez del material.^{4,5,10,11}

-Dureza: Es la resistencia que presenta el material a la deformación plástica ya sea por penetración, desgaste o rayado. Esta propiedad es importante porque condiciona el desgaste oclusal, por lo que se relaciona también con el relleno de la resina compuesta, a mayor cantidad de relleno, mayor dureza tendrá la resina compuesta.^{4,5,9}

-Resistencia a la abrasión: En las resinas compuestas, es un tipo de desgaste que se produce por la pérdida de las partículas de la superficie, seguida de la exfoliación del relleno, principalmente en las resinas compuestas de macrorrelleno.^{5,11}

Las propiedades del material que son los factores principales para la abrasión son: calidad y tipo de la unión del material (matriz orgánica-matriz inorgánica), dureza del relleno, estabilidad química del agente de unión, densidad y tamaño del relleno y resistencia a la abrasión de la matriz del polímero.^{9,11}

2.4.2. Propiedades físicas

Condicionan la estabilidad dimensional de la resina compuesta y la duración de la restauración.

-Coeficiente de Expansión Térmica Lineal (CETL): Se define como el cambio de volumen que presenta un cuerpo al modificar su temperatura, siendo sus consecuencias la contracción y la dilatación. Los tejidos dentarios presentan este fenómeno, por lo que los materiales deben tener un CELT parecido al del esmalte y la dentina para evitar modificación en la interfase. El CELT de las resinas compuestas puede alterarse por su cantidad de relleno, a mayor cantidad de relleno menor será el CELT. Un CELT elevado puede producir contracción y dilatación mayores a las de los tejidos dentales, provocando una interfase mayor entre el diente y el material y, por lo tanto, percolación con cambio de color y caries como consecuencia de este mal sellado marginal.^{4,5,10,11,12}

-Contracción de polimerización: Se define como la disminución en las distancias interatómicas al finalizar la reacción de polimerización de las resinas compuestas. Antes de que la polimerización se lleve a cabo, los monómeros se encuentran a una distancia de 4nm; después de que la polimerización se lleva a cabo esa distancia se ve reducida por el enlace covalente a una magnitud tres veces menor, provocando así la contracción de la resina compuesta, que será mayor cuanto mayor sea el volumen de la resina. La contracción de las resinas compuestas híbridas es menor que la de las demás categorías de resinas compuestas. La

contracción de polimerización puede controlarse colocando la resina en pequeños incrementos no mayores a 2mm.^{5,9,11,12}

Una contracción importante determina la aparición de fracturas cohesivas en el seno del material, la formación de fisuras marginales, la alteración del enlace matriz/relleno y la disminución de la resistencia del material.⁵

-Absorción hídrica o sorción acuosa: Se refiere al porcentaje o volumen de moléculas de agua del medio, que son absorbidas hacia el interior o a la superficie del polímero. Los composites de microrrelleno absorben entre dos y cuatro veces más agua que los convencionales, los híbridos son los que presentan el mejor comportamiento con relación a un volumen de materia orgánica menor.^{3,5,12}

La absorción se ve favorecida por las porosidades y las fisuras, ocasionado algunas alteraciones dimensionales en el polímero, principalmente en la expansión, además de que contribuye al ingreso de microorganismos y pigmentos, así como a la degradación de los compuestos solubles de la resina compuesta en los fluidos bucales.^{3,5}

En la mayoría de las resinas compuestas el equilibrio hídrico sólo se consigue al cabo de 1 ó 2 semanas, aún así puede haber degradación hidrotérmica provocando los fenómenos de descohesión entre ambas matrices, ya que el enlace silánico puede hidrolizarse a mediano plazo, aumentando así sus distancias intermoleculares con la consecuente degradación de su unión.⁵

2.4.3. Propiedades estéticas

Son el color, el índice de refracción, la translucidez y la opacidad y, la capacidad de pulido de la restauración.³

-*Color*: Es un “fenómeno físico y un proceso neurofisiológico”⁸ del ojo humano ligado a la longitud de onda que un determinado objeto no puede absorber. En el caso de las resinas compuestas, el color debe igualar al del tejido dental a restaurar, sin embargo, el color está sujeto al fenómeno óptico del metamerismo, en el cual la variación de color se debe a la fuente de luz externa que se esté usando.^{3,5,8,12}

-*Índice de refracción*: Es la relación que determina la velocidad de la luz en el vacío con respecto a un medio determinado. Debe aproximarse al de los tejidos dentarios vecinos, como condición indispensable para conseguir el efecto correcto.^{5,12}

-*Translucidez y opacidad*: La translucidez es una propiedad de un objeto de permitir la penetración de la luz de modo difuso, mientras que la opacidad es la propiedad que impide la penetración de la luz. Las características de las resinas compuestas deben ser comparables a las de los tejidos duros que se van a restaurar, es decir, la opacidad para la dentina y la translucidez para el esmalte.^{5,12}

-*Capacidad de pulido*: El pulido se refiere a eliminar las irregularidades en la superficie del material hasta conseguir que quede brillante y lisa. En el caso de las resinas compuestas su superficie debe ser lisa como el esmalte, es decir, que pueden presentar irregularidades imperceptibles por el ojo humano, tales como la estructura de éste. Únicamente las resinas compuestas de microrrelleno pueden asegurar este tipo de resultado.^{5,12}

Es importante destacar que una superficie lisa tiene menor capacidad de promover el desarrollo de microorganismos en ella, además, con el tiempo su coloración se modifica, ya sea por factores de

tipo *intrínsecos*, como la reacción incompleta de las aminas, o por factores *extrínsecos* relacionados primordialmente con las propiedades de la superficie final del material, después de haberlo pulido, y con su duración.⁵

2.4.4. Propiedades biológicas

Las resinas compuestas fotopolimerizables pueden afectar los tejidos biológicos de dos formas: a través de los meros sin activar y por el incremento de la temperatura durante la polimerización.²³

Para evitar daño a los tejidos circundantes, primero se debe tener en cuenta que un proceso de polimerización eficiente debe prevenir en mayor medida la filtración de los componentes nocivos procedentes de la restauración, tales como los meros sin reaccionar, los radicales libres y las moléculas de fotoiniciador.²³

Algunos componentes de las resinas compuestas como el bisfenol A, compuesto del BisGMA, en altas concentraciones puede provocar efectos adversos en los seres humanos, tales como respuestas de fotosensibilidad, hipersensibilidad dérmica, irritación ocular y nasal. Se le ha relacionado con problemas de estrogenicidad y se ha demostrado que se puede unir a las proteínas plasmáticas de la sangre. Se puede excretar por orina, leche materna y en fluidos fetales. En el caso del bisfenol A que se encuentra en las resinas dentales no se han encontrado altas concentraciones del mismo en la saliva que puedan ser nocivos al paciente.²⁰

Por otro lado, la liberación de los meros libres de las resinas compuestas puede inducir respuestas biológicas indeseables, tales como daño pulpar, irritación en las mucosas, dermatitis por contacto y reacciones alérgicas. En el caso de las moléculas de bajo peso molecular

como el TEGDMA y HEMA se ha demostrado que pueden alterar el proceso de diferenciación de las células formadoras.²³

Aunado a lo anterior, los meros sin polimerizar pueden promover la colonización bacteriana en la superficie de la resina compuesta.²³

La liberación de los radicales hidroxilo de las resinas compuestas promueven una reacción entre el oxígeno y los grupos metacrilato sin reaccionar. Este oxígeno reactivo es responsable, en muchos casos, de la oxidación y del daño a la estructura celular.²³

La toxicidad de la resina compuesta depende del espesor de la dentina residual (EDR) que debe ser de 1.5 a 2 mm para limitar los efectos nocivos del material, sin embargo, el efecto acumulativo de múltiples agresiones tales como el ataque de microorganismo y la profundidad de la preparación tendrán una gran influencia en la toxicidad final de la resina compuesta hacia el tejido pulpar. Por último, las moléculas del fotoiniciador que se filtran fuera del material, pueden causar cierta citotoxicidad.^{5, 23}

Además de causar daños al tejido pulpar, la resina compuesta también puede ocasionar problemas periodontales, principalmente cuando se realizan cavidades infragingivales clase V, ya que, algunas veces las preparaciones suelen ser desbordantes y abarcar las zonas radiculares, trayendo como consecuencia resultados variables, tales como adhesión precaria y acabados difíciles e imperfectos.⁵

Debido a que la zona infragingival es de difícil acceso para realizar un correcto pulido de la restauración, es común que exista retención de placa dentobacteriana en esta zona, ocasionando problemas periodontales como formación de sarro, y en casos extremos enfermedad periodontal; por lo que se recomienda mantenerse alejado del margen

gingival, y de ser necesario, preparar quirúrgicamente la zona, es decir hacer un alargamiento de corona en esa zona para evitar que el material quede embebido en la encía.⁵

En cuanto al otro modo en que una resina compuesta afecta a los tejidos vivos, es importante tratar de limitar el incremento de la temperatura en la cámara pulpar tanto como sea posible durante la polimerización para evitar un daño irreversible, en algunos casos, al tejido pulpar.²³

El incremento de la temperatura pulpar se debe a la reacción exotérmica de la resina durante su polimerización y por la radiación que emite la lámpara de fotopolimerizar. Esta radiación incrementa el calor dependiendo del tiempo de exposición y principalmente en el último segundo del tiempo de fotopolimerización, que suele ser mayor en las lámparas modernas de fotopolimerizado.

2.6 Polimerización.

Se define como una serie de reacciones químicas en las cuales se unen una gran cantidad de monómeros (moléculas simples) para formar una macromolécula o polímero. Estas reacciones pueden ser indefinidas.^{6,12}

Las resinas compuestas poseen dos formas de inicio de polimerización: por autopolimerización o química y por fotopolimerización.

2.6.1. Autopolimerización.

Este tipo de polimerización se lleva a cabo por medio de un activador que está entre sus componentes, sin la presencia de fuentes

externas de energía. Se presenta como dos pastas, una de ellas contiene el iniciador (peróxido de benzoilo) y la otra el activador (amina terciaria); que al mezclarse entre sí, iniciarán la polimerización.^{6,12}

Las principales desventajas que presenta este sistema de polimerización son: mayor contracción que las resinas fotopolimerizables, no poseen un buen grado de polimerización, menor tiempo de trabajo y cambio de color.^{1,6}

2.6.2. Fotopolimerización.

Es aquella reacción de polimerización que necesita una fuente externa de energía, fundamentalmente la luz azul, para llevarse a cabo, mediante la activación de iniciadores sensibles a dicha longitud de onda.^{1,6,12}

Las principales ventajas de las resinas fotopolimerizables son:

- Radiación inocua para los tejidos, excepto para los ojos.
- Fácil manipulación y mayor tiempo de trabajo.
- Presenta una gama amplia de tonos para mimetizarse con los del tejido dental a obturar.
- No presenta atrapamiento de aire porque no requiere ser mezclada.
- Un grado de conversión mayor que el de las resinas autopolimerizables.
- Menor contracción de polimerización.
- Mejores propiedades físicas y mecánicas que las autopolimerizables.¹

Entre las principales desventajas de las resinas fotopolimerizables están:

- La profundidad de curado limitada para reducir la contracción de polimerización y lograr un grado de conversión elevado.
- Las lámparas de fotopolimerización son deficientes, ya que no tienen la potencia adecuada.

-Los tonos oscuros (B3, B4, C4, D3, D4) requieren de un mayor tiempo de exposición.

-Mal sellado marginal debido a la contracción.¹

La reacción de fotopolimerización de las resinas compuestas se caracteriza porque se desencadena por medio de radicales libres, los cuales son generados por un iniciador sensible a cierta radiación y que se encarga de abrir los dobles enlaces de los grupos metacrilatos, generando una reacción en cadena.²³

Los meros de los dimetacrilatos tienen el potencial de unirse a otras cuatro moléculas por su estructura, lo que trae como resultado la formación de una red altamente entrecruzada, con enlaces covalentes entre las cadenas poliméricas. Las estructuras entrecruzadas proveen al material de mejores propiedades.²³

Como todas las reacciones de polimerización se caracteriza por tener tres fases: iniciación, propagación y terminación.²³

La fase de iniciación comienza cuando la luz azul de la lámpara de fotopolimerización activa al fotoiniciador y se comienza la formación de una red polimérica. A esta fase se le conoce como *gelación*, ya que ocurre el primer cambio de estado, de un líquido viscoso a un gel elástico, que trae como consecuencia un rápido incremento de la viscosidad del sistema hasta un punto en el que la tasa de conversión impide que las moléculas de monómeros no se pueden propagar fácilmente, a este momento se le conoce como *punto de gel*.^{9,23}

Sin embargo, al haber nuevos centros de polimerización creados por iniciación, la terminación de la red polimérica disminuye dramáticamente y por consiguiente, la concentración de los radicales libres se incrementa, lo que trae como resultado un incremento rápido de la polimerización, llamado *autoaceleración*.²³

La fase de propagación se caracteriza por un aumento en la viscosidad hasta un punto tal que limita la difusión de las moléculas de monómero, con la consecuente *autodesaceleración*. En este momento se realiza el segundo estado de cambio del polímero, de elástico a vítreo, denominándose al proceso *vitrificación*, la cual se puede concebir mediante la comparación entre la velocidad de la reacción (fracción de dobles enlaces transformados por segundo) contra el grado de conversión.²³

La vitrificación se caracteriza por ser una reacción lenta, ya que la reacción de polimerización cesa, por lo que previene de cualquier reacción extensiva y explica por qué el grado de conversión no alcanza el 100%, aunque se tengan las condiciones óptimas de la radiación.²³

Otra consecuencia de la vitrificación es la inducción de los radicales libres dentro de la red polimérica, comúnmente nombrado como terminación de la polimerización, pero el atrapamiento de los radicales libres no necesariamente significa el terminado, ya que algunos de éstos todavía existen dentro de la red polimérica durante varias semanas después de la vitrificación. Sin embargo, si la movilidad del sistema se incrementa a través de una reacción difusa, los radicales libres remanentes son capaces de reaccionar con los dobles enlaces que quedan y continuar con la polimerización.²³

Los meros remanentes pueden influir en las reacciones biológicas y en las propiedades mecánicas de los materiales. Las características del proceso de polimerización son modificadas significativamente por la concentración de los radicales, la concentración del doble enlace, el grado de conversión o del sistema de viscosidad, los cuales dependen de numerosos factores intrínsecos y/o extrínsecos.²³

La fase de terminación se caracteriza porque la reacción de polimerización se ha detenido, debido a la unión de dos radicales, impidiendo así que la continuación de la cadena.²³

2.7 Lámparas de fotopolimerización.

Son dispositivos manuales que contienen una fuente lumínica que emite luz azul, utilizada para fotopolimerizar diversos materiales dentales. Están equipadas con una guía rígida de luz, de corto tamaño y compuesta por múltiples haces de fibra óptica, filtros ópticos, bombillas de cuarzo con filamento de tungsteno en un ambiente halógeno, y, algunas, con ventilador.^{1,7,12}

Los tipos principales de lámparas empleadas para fotopolimerizar son:

***Lámparas LED:** usan un proceso electrónico en estado sólido, por medio de un diodo semiconductor emiten luz azul pura, emitiendo radiación sólo en el espectro de luz visible de la zona azul, entre 440-480nm, sin necesidad de filtros.^{7,12}

Las principales ventajas de estas lámparas es que requieren de poco voltaje, su fuente de alimentación es mediante una batería, no generan mucho calor, son silenciosas porque no necesitan un ventilador para mantener su temperatura constante, sus tiempos de irradiación son cortos (lámparas potentes), poseen varios modos de curado (en rapa, en escalera y en pulso retardado), no usan bombillas, se pueden programar y algunas son inalámbricas.^{7,12}

Su principal limitación es que producen una radiación de baja intensidad, de una potencia no mayor a $400\text{mW}/\text{cm}^2$. Actualmente se están fabricando lámparas que sobrepasan muy fácilmente los $1000\text{mW}/\text{cm}^2$.^{7,12}

***Lámparas QTH:** Estas lámparas poseen una bombilla de cuarzo con un filamento de tungsteno que irradia tanto la luz ultravioleta, por lo que necesita un filtro para disminuir el calor y las longitudes de onda que no se encuentran en el rango azul-violeta (~400 a 500nm). Necesita calibrarse, ya que la intensidad de la luz se disminuye con el uso. La base donde se localiza la fuente de poder, en la mayoría de los casos, una pistola que incorpora la emisión de luz que es transportada hacia un filtro, cuya función es transformar la luz blanca en luz azul.^{7,12}

***Lámparas PAC:** Este tipo de lámparas emplean gas de xenón, que se ioniza para producir plasma dentro de un arco eléctrico entre los electrodos en una cámara para generar una luz blanca de alta intensidad que debe ser filtrada para que solo emita luz azul (~400 a 500nm). Esta luz es más intensa que la de las lámparas de halógeno y genera más calor. Están contenidas en una base y no usan pistola debido al alto voltaje y a la temperatura generada. Tienen una potencia que va de los 1300-2000mW/cm², por lo que sus tiempos de curado van de 1-9seg, su espectro de longitud de onda se encuentra entre los 440-490nm.¹²

***Láser de argón:** Estas lámparas se caracterizan por emitir una única longitud de onda derivada de los átomos de argón energizados localizados en unos tubos situados en una base grande y emiten luz de intensidad mayor desde una pieza de mano a través de una delgada y flexible guía óptica de luz. Las más usuales emiten aproximadamente a 490nm.^{7,12}

La luz enviada posee la longitud de onda ideal para la fotoiniciación, por lo que las restauraciones son más duraderas ya que la resina logra su polimerización por completo con baja generación de calor.¹²

2.8. Profundidad de curado.

Las resinas compuestas sólo reaccionan al recibir una intensidad de luz suficiente, a medida que la luz penetra en el material, ésta es dispersada y reflejada, con lo que pierde intensidad teniendo como resultado una profundidad limitada de polimerización, por lo tanto, la conversión de monómero en polímero también se ve afectada. La eficacia de la resina compuesta está dada por su profundidad de curado.^{1,6}

La profundidad de curado determina el espesor máximo, es decir, que tan grueso puede ser un cuerpo de resina fotopolimerizable manteniendo al mismo tiempo un nivel de conversión de monómero aceptable (>50%). La profundidad de curado tiene influencia sobre varias características de la resina compuesta tales como: grado de polimerización o grado de conversión, sorción acuosa, solubilidad acuosa, dureza Vickers, citotoxicidad pulpar y contracción.^{5,9,13}

A su vez, la profundidad de curado puede verse afectada en gran medida por la intensidad de la luz sobre la superficie, la concentración del fotoiniciador y su capacidad para reaccionar ante cierta longitud de onda, el grosor de la película, la opacidad del material y el tamaño de las partículas del relleno. De la misma manera, la intensidad de la luz dependerá del tipo de lámpara de fotopolimerización que se utilizará para fotoactivar la resina compuesta.^{1,7,15,17}

La profundidad de curado se mide frecuentemente para evaluar la eficiencia de la polimerización. Esta evaluación se realiza generalmente por pruebas de raspado (ISO 4049) y las técnicas de pentrómetro o mediante la comparación del grado de conversión, o de la microdureza en diversas profundidades a los valores de superficie.

La profundidad de polimerización ha sido evaluada indirectamente por mediciones de la dureza de Vickers o de Knoop, se ha observado una buena correlación lineal entre la profundidad de curado y los valores de la dureza.²³

El grado de polimerización o grado de conversión (GC) se mide una vez finalizada la reacción de polimerización, como la cantidad de monómero que se convierte en polímero, hasta un 75%. Esta propiedad se relaciona con la dureza, resistencia al desgaste y toxicidad pulpar, ya que al aumentar el GC aumenta la dureza y la resistencia al desgaste de la resina compuesta porque la capa no polimerizada remanente es blanda, compactable fácilmente y por lo tanto no es adecuada para resistir cargas oclusales. Además, provoca una interfase diente-polímero con la liberación de subproductos por la polimerización ineficaz a esa profundidad, provocando en algunos casos necrosis pulpar.^{7,9,12,14,16}

Existen diversos factores que alteran el GC de las resinas compuestas tales como: la intensidad y la longitud de onda de la luz usada durante la fotopolimerización, así como su transmisión a través del material, el tiempo de exposición, la distancia entre la lámpara de fotopolimerización y la superficie de la resina compuesta y la composición del material, en donde se incluye el color, la translucidez, opacificadores y el compuesto inorgánico.^{7,14,16}

El GC total no varía entre las resinas compuestas, ya sean químico o fotopolimerizables, que contienen la misma formulación del monómero, siempre que se haga una buena técnica de fotopolimerización. En ambos sistemas de fraguado y a temperatura ambiente los valores de conversión que se alcanzan son del 50% al 70%.¹⁶

El grado de conversión final depende principalmente de factores intrínsecos como:

-Concentración del fotoiniciador:

-Estructura química de los monómeros de dimetacrilato: las características de los monómeros que afectan el grado de conversión y su reactividad son la viscosidad inicial de los monómeros y la flexibilidad de su estructura química, por lo que en el grado de conversión final de los diferentes monómeros es en el siguiente orden: Bis-GMA<Bis-EMA <UDMA<TEGDMA; esto se debe a que el Bis-GMA es considerado el monómero más viscoso y menos flexible de todos debido a las uniones de hidrógeno intermoleculares de sus grupos hidroxilo y la presencia de un núcleo aromático rígido en su estructura. Por otro lado, el UDMA es un monómero viscoso también, debido a las uniones de hidrógeno intermoleculares entre sus grupos imino (-NH-) y sus grupos carboxilo (-C=O). La viscosidad del UDMA es mucho más baja que la del Bis-GMA porque las uniones de hidrógeno entre sus grupo imino (-NH-) son muy débiles. Sin embargo, la presencia de los grupo imino (-NH-) en la estructura uretano del UDMA es la responsable de la característica transferencia de la reacción en cadena que provee una alternativa para la continuación de la polimerización.²¹

Estas reacciones resultan en un incremento en la movilidad de los sitios de los radicales en la red y el consecuente aumento de la polimerización y la conversión de los monómeros, es por esto, que su grado de conversión final es el más alto de todos. Es importante resaltar que, cuando el Bis-GMA es diluido con TEGDMA, un monómero de baja viscosidad, se observa un efecto sinérgico en el grado de polimerización, entrelazado del polímero y en el grado de conversión.²¹

El grado de conversión se puede medir por medio de técnicas espectroscópicas que pueden inferir la cantidad de los dobles enlaces remanentes, o con el espectrofotómetro infrarrojo de transformador Fourier (FT) o con el espectroscopio de Raman. FT está basado en la reflexión de la radiación infrarroja y se ha usado por muchos años para

medir la profundidad de curado mediante la comparación de la altura correspondiente a 1640cm^{-1} , pico de los enlaces $-\text{CH}=\text{CH}_2$ antes y después de la polimerización. La espectroscopia Raman está basada en la dispersión de la luz por el polímero, usando mediciones similares que los picos usados en FT.²³

Otro factor que influye en la profundidad de polimerización es el pigmento que contiene la resina compuesta. Los pigmentos con mayor saturación de color impiden que los fotones lleguen hasta los monómeros que se encuentren en la parte más inferior de la cavidad, provocando que el grado de conversión de la resina compuesta se vea disminuido, y por lo tanto su capacidad para polimerizar a esa profundidad también. Esto se logra evitar colocando la resina compuesta en profundidades menores a 2mm o de 2mm, irradiando durante más tiempo la resina compuesta para lograr que el número de radicales libres sea mayor o colocando un fotoiniciador transparente dentro de sus componentes para que transmita con mayor facilidad los fotones.^{13,14}

Los factores extrínsecos que influyen en la profundidad de curado son las condiciones de la polimerización, como la transmisión de la luz.²¹

La transmisión de la luz a través del material se controla por la intensidad de la lámpara, la absorción y dispersión de la luz a través de las partículas de relleno y así como también por la interposición de la estructura dentaria entre la fuente de luz y la resina compuesta.⁷

Para obtener un fraguado máximo, es decir, un grado de conversión del 50 al 60% del monómero, se requiere una radiante de aproximadamente $16\text{mJ}/\text{cm}^2$ para una capa de resina de 2mm de grosor. Esto se consigue mediante la exposición de 40s de una lámpara que emita $400\text{mW}/\text{cm}^2$, debido a que, como cada segundo se emiten $400\text{mW}/\text{cm}^2$ por los 40s de la exposición, da un total de $16\text{mJ}/\text{cm}^2$. Este

mismo resultado se alcanza con 20s de exposición a una intensidad de $800\text{mW}/\text{cm}^2$, o aproximadamente de 13s a una intensidad de $1,200\text{mW}/\text{cm}^2$. Al aumentar la potencia de una lámpara aumenta el grado y proporción del fraguado, con algunos inconvenientes.⁷

El grado de entrecruzamiento es otra de las propiedades importantes que es determinante en las propiedades mecánicas así como la estabilidad estructural, por lo que a menor grado de entrecruzamiento mayor degradación de los solventes. Indirectamente, como el aumento del reticulado reduce la movilidad molecular, se puede destacar por un aumento de la temperatura de transición vítrea (T_g) que se puede medir ya sea por análisis mecánico dinámico o calorimetría diferencial de barrido.²³

Durante la polimerización de las resinas compuestas existe una tensión residual, definido como un proceso multifactorial complejo que se ve afectado por la contracción, el módulo de elasticidad, la velocidad de polimerización, la vitrificación, y las restricciones impuestas al material compuesto, así como la cavidad, el factor de configuración y el cumplimiento de las superficies unidas dentro ellas se deben considerar para evitar un fallo marginal en las resinas fotopolimerizables, lo cual puede ser controlado mediante técnicas clínicas que limiten la contracción de polimerización, como la técnica de reconstrucción incremental y la configuración de la cavidad.^{7,23}

Un factor clave que afecta eficiencia de fotopolimerización de las resinas compuestas es la concentración del fotoiniciador, ya que al aumentar la concentración de éste hay un aumento de la profundidad de curado y la dureza; pero cuando se incrementa la concentración de la CQ a niveles superiores a los óptimos hay una disminución de la profundidad de curado y de la dureza, debido a la probable absorción excesiva de la luz en las regiones superficiales, lo que resulta en una menor transmisión

de luz a las capas más profundas, por lo tanto, la polimerización será subóptima o deficiente. Se debe prestar atención al hecho de que las unidades convencionales de curado LED muchas veces no son compatibles con los fotoiniciadores que poseen absorciones pico en longitudes de onda más cortas que las de la canforoquinona (CQ).²³

Por otro lado, el tipo de co-iniciador, así como su relación con el fotoiniciador influirá en la calidad de la polimerización, ya que aunque se aumente la concentración del co- iniciador por encima del nivel óptimo la eficiencia de polimerización no aumentará, pero puede influenciar sobre parámetros clínicamente importantes, como el excesivo color amarillo en el material o biocompatibilidad, debido a que al ser de tipo aminas pueden presentar cierta citotoxicidad.²³

Otro factor a considerar es la viscosidad inicial de la resina porque es un parámetro importante en la cinética de reacción y en la profundidad de curado definitiva, ya que afecta a la movilidad de cada uno monómeros, por lo tanto, a su reactividad. Dos factores principales que pueden afectar a la viscosidad local del sistema de monómero son: primero, la composición del monómero, y segundo, contenido de relleno.²³

Las variaciones en la estructura molecular (tipo de monómero: di-o polimetacrilatos, peso molecular, rigidez de la molécula, entre otros) y en las proporciones pueden afectar significativamente la eficiencia de polimerización. Teniendo en cuenta que los monómeros de BisGMA son demasiado viscosos su rango de profundidad de curado es del 5% y su profundidad de polimerización final es de cerca al 30%. Mientras que el TEDGMA, que es menos viscoso que el anterior, su rango máximo de profundidad de curado es del 22% y su rango de polimerización final es del 60%; por lo que los monómero di-metacrilato influyen en la viscosidad de la resina compuesta y, por lo tanto, en su eficiencia de polimerización, grado de conversión y profundidad de curado.²³

En el caso del relleno, su principal influencia es sobre la profundidad de curado, ya que pueden disminuir la máxima profundidad de polimerizado de un material, porque aunque se tenga un volumen de relleno constante, las diferencias en su tamaño y forma afectan la profundidad de curado de un 48 a un 61%.²³

Por otra parte los cambios en la profundidad de curado se pueden ver afectados por las diferencias en la movilidad de los monómeros, modulada por las variaciones de la resina de carga en el área de contacto, que puede conducir a cambios locales en la viscosidad de la resina que rodea a los materiales de relleno, y por lo tanto favorecer una vitrificación temprana.²³

3. Planteamiento del problema

Las resinas compuestas convencionales contienen canforoquinona como fotoiniciador, que en presencia de fotones se excita liberando radicales libres, los cuales comienzan la reacción de polimerización de los monómeros de la resina compuesta a una profundidad máxima de 2mm; con lo cual se incrementa el tiempo de trabajo.

Con el advenimiento de fotoiniciadores con mayor capacidad para absorber fotones y, por consiguiente, de producir una mayor cantidad de radicales libres, se propone aumentar el grosor de capas de resina hasta 4mm, surgiendo así las denominadas resinas compuestas de obturación masiva.

Entre los fotoiniciadores que componen a una resina compuesta de obturación masiva se encuentra la lucerina (TPO), pudiendo ser una opción que sustituya a la canforoquinona.

4. Justificación

La alta demanda en las restauraciones estéticas por parte de los pacientes ha impulsado a los dentistas a buscar materiales que compenentren la función mecánica con la estética y que se obturen en un solo paso.

Las resinas compuestas de obturación masiva poseen la cualidad de polimerizar a una profundidad mayor de 2mm, debido a que dentro de sus componentes poseen moléculas fotoiniciadoras que tienen la capacidad de reaccionar fácilmente ante la presencia de fotones.

Siendo una propuesta novedosa, se justifica verificar su viabilidad.

5. Objetivos.

5.1 General.

-Verificar la calidad de polimerización en capas mayores de 2mm de grosor en una resina compuesta de obturación masiva Tetric N-Ceram Bulk Fill con lucerina como fotoiniciador.

5.2 Específicos.

- Verificar la polimerización en una resina compuesta de obturación masiva Tetric N-Ceram Bulk Fill con lucerina como fotoiniciador a una profundidad de 2mm.

- Verificar la polimerización en una resina compuesta de obturación masiva Tetric N-Ceram Bulk Fill con lucerina como fotoiniciador a una profundidad de 3mm.

- Verificar la polimerización en una resina compuesta de obturación masiva Tetric N-Ceram Bulk Fill con lucerina como fotoiniciador a una profundidad de 4mm.

6. Hipótesis

Las resinas compuestas de obturación masiva que contienen lucerina polimerizarán a una profundidad mayor a 2mm, evidenciando que este fotoiniciador es más eficaz que la canforoquinona.

7. Variable independiente

-Longitud de las muestras para polimerizar.

7.1. Variable dependiente

-Grado de conversión.

8. Muestra

-Se realizaron 3 grupos de resina compuesta de polimerización masiva Tetric Ceramic Bulk Fill con diferentes longitudes (2mm, 3mm y 4mm) con 4 muestras cada uno.

9. Materiales y método.

9.1 Tipo de estudio

El presente trabajo de investigación es de tipo transversal, ya que los datos obtenidos de las mediciones no requieren compararse después de unos meses. También es de tipo descriptivo porque solo se ha registrado y analizado el comportamiento de la resina compuesta de obturación masiva.

9.2. Materiales:

- Resina compuesta Tetric N-Ceram Bulk Fill.
- Lámpara para fotopolimerización (LEDition, Ivoclar Vivadent).
- espátulas para resina.
- Cinta Mylar.
- Pincel.
- Hacedor de muestras con perforación circular de lado a lado de 6mm de longitud, por 3mm de diámetro.
- Vernier digital.
- Radiómetro.
- 2 portaobjetos.
- Aceite de silicón/vaselina.

9.3. Condiciones experimentales.

Según lo estipulado por la Norma N°27 de la ADA. La preparación y la prueba de todos los especímenes se debe realizar a $23\pm 1^{\circ}\text{C}$, con el control de la humedad relativa cuidando que ésta no sea mayor del 30% en todas las pruebas. Si el material está refrigerado, se le debe dar el tiempo suficiente para que alcance temperatura ambiente. Revisar los requerimientos que el fabricante indica así como su manejo.

Las condiciones experimentales bajo las que se realizó la prueba de los especímenes fue a $23\pm 1^{\circ}\text{C}$, con una humedad relativa de $40\pm 1\%$.

10. Procedimiento

Se prepararon 4 grupos de resina compuesta de obturación masiva Tetrac Ceramic Bulk Fill de acuerdo a lo establecido según la Norma N°27 de la ADA (American Dental Association), con la variante de diferentes longitudes: de 2mm, 3mm y 4mm, con 4 muestras cada uno.

Se verificó la potencia de la lámpara antes de iniciar la fotopolimerización de cada muestra, la cual fue de $600\text{mW}/\text{cm}^2$ para realizar la prueba de profundidad de polimerización.



Fig.1. Medición de la potencia de la lámpara de fotopolimerizar

Para realizar cada muestra de la longitud deseada se realizó un espécimen que abarcó la longitud del molde hacedor de muestras (6mm de altura por 4mm de diámetro). Se colocó al ras del molde y se desplazó la longitud deseada con la ayuda del calibrador de vernier digital (2mm, 3mm y 4mm).

Cada espécimen se preparó de la siguiente manera:

1. Se colocó el molde hacedor de muestras sobre la cinta mylar, la cual se situó sobre un portaobjetos.
2. Se calibró el vernier a la longitud deseada, primero se inició con las muestras de 2mm, después con las de 3mm y finalmente con las de 4mm. A continuación, se abrió el molde hacedor de muestras y se introdujo el espécimen de muestra (de 6mm de longitud por 3mm de diámetro). Con la ayuda del vernier calibrado se desplazó

el espécimen de muestra a la longitud deseada (2mm, 3mm y 4mm).

3. Con la ayuda del pincel se colocó el separador en el espécimen de muestra y sobre la superficie del hacedor de muestras.
4. Se llenó el molde con el material de prueba, auxiliándose para ello de la espátula de plástico, preparado las muestras de acuerdo con las indicaciones del fabricante, cuidando de excluir las burbujas de aire.



Fig. 2. Colocación del material de prueba en el molde.

5. Se sobreobturó ligeramente el molde y se puso una segunda cinta mylar en la parte superior de la superficie del molde. A continuación, se presionó la resina con un portaobjetos para sacar el material excedente del molde.



Fig. 3. Material excedente después de presionarlo.

6. Se retiró el portaobjetos, se colocó la punta de la lámpara de fotopolimerizar sobre la cinta mylar, en donde se encontraba el material y se fotopolimerizó la resina compuesta por 20 segundos (según las indicaciones del fabricante).

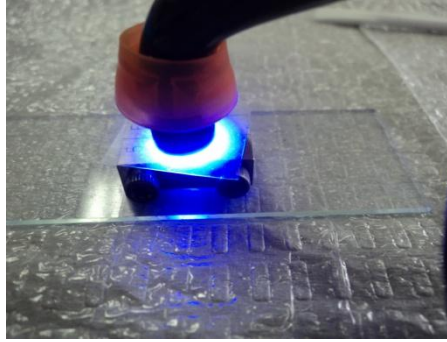


Fig. 4. Fotopolimerización del material

7. Se retiró la cinta mylar del molde y se removió el espécimen obtenido.
8. Con la ayuda de la espátula de plástico se verificó que estuviera la muestra totalmente polimerizada, y se midió con el calibrador de vernier la longitud obtenida.



Fig.5. Medición de la longitud de los especímenes.

9. Se repitió el experimento 3 veces más, con cada longitud, hasta completar 12 muestras.

11. Resultados.

Se obtuvieron 3 grupos, de 4 muestras cada uno, en total, 12 muestras de diferentes espesores.

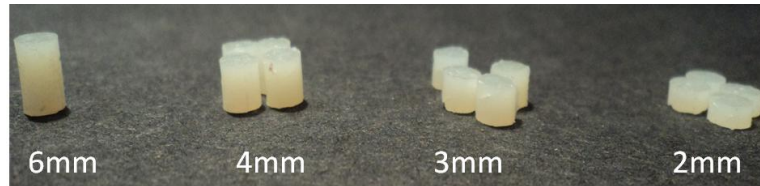


Fig. 6. Especímenes obtenidos al finalizar la medición de la profundidad de curado

Las longitudes de cada muestra fueron los siguientes:

Tabla 2: Longitudes de los especímenes obtenidos (profundidad de curado).

Longitudes de la profundidad de curado			
	Muestras 2mm	Muestras 3mm	Muestras 4mm
Espécimen 1	1.99 mm	2.99mm	3.98mm
Espécimen 2	1.94mm	2.98mm	3.97mm
Espécimen 3	1.98 mm	2.99mm	3.97mm
Espécimen 4	1.97mm	2.97mm	3.98mm
Promedio	1.97	2.98	3.97

El espécimen de muestra que se realizó con la resina compuesta de obturación masiva polimerizó los 6mm de espesor del molde.



Fig. 7. Especimen muestra.

14. Discusión.

La hipótesis planteada se comprobó como verdadera, la resina compuesta de obturación masiva polimeriza a una profundidad mayor a los 4mm, polimerizó a una profundidad de 6mm.

En algunos estudios, se cuestiona si la prueba de profundidad de curado aplica para las resinas compuestas de obturación masiva, ya que en esta prueba los hacedores de muestras tienen una longitud de 6mm, y, si las resinas de obturación obturan los 6mm de la longitud del hacedor de muestras significa que pueden polimerizar más milímetros, lo cual plantea la posibilidad de que la prueba de profundidad de curado para las resinas de obturación masiva debe realizarse de un modo diferente al de las convencionales.^{23,24}

Por otro lado, otros estudios muestran que ninguna de las pruebas diseñadas actualmente son útiles para cuantificar exactamente la profundidad de polimerización de una resina compuesta.²⁵

Otro dato que es importante destacar es que uno de los fotoiniciadores que posee la resina compuesta, el TPO, no se activa con la longitud de onda de las lámparas LED convencionales, sino que necesita lámparas LED con más potencia y una longitud de onda acorde a la sensibilidad de este fotoiniciador.^{16,21}

El TPO, es un fotoiniciador que puede promover la polimerización del sistema de resina con mayor rapidez que la canforoquinona, y el resultado que tiene es más estético que el de la CQ, pero según unos estudios se ha descrito que a pesar que el TPO es más reactivo que la CQ por su liberación de dos radicales libres reactivos durante el proceso

de fotopolimerización, la profundidad de curado obtenida con éste como único fotoiniciador es inferior a las profundidades obtenidas con la CQ. También es importante comentar que el TPO al ser muy reactivo puede acelerar la polimerización provocando al mismo tiempo una contracción en la resina compuesta por el exceso de velocidad de polimerización.²⁶

El uso de una lámpara de fotopolimerizado con una potencia menor a la requerida para activar al fotoiniciador puede provocar el fracaso de la restauración, ya que no llegará a atravesar por completo la resina que se ha colocado y por lo tanto el GC de esa resina será deficiente, trayendo como consecuencia que la obturación resultante posea propiedades mecánicas deficientes y, en un lapso de tiempo cambio de color de la resina por el fotoiniciador sin reaccionar que se ha quedado atrapado en la masa de resina sin polimerizar.²⁶

A parte de lo ya mencionado, el color del fotoiniciador influye en la profundidad de curado, ya que al ser opaco como la CQ no permite el paso de la luz libremente por él, retrasando o incluso inhibiendo la polimerización. Es por ello que el TPO se ha visualizado como una opción que pueda sustituir a la CQ, ya que al ser blanco translúcido permite con relativa facilidad el paso de la luz y, por lo tanto, promueve la polimerización del material.²⁶

La ventaja de las resinas de obturación masiva es que pueden polimerizar a una profundidad mayor que las convencionales, pero una de sus grandes desventajas, es su gran contracción una vez terminada la fotopolimerización del material, debido a que se coloca una capa mayor de resina para obturar, a que el fotoiniciador acelera la velocidad de fotopolimerización por tener dos radicales libres y la potencia de la lámpara. Esto es importante debido a que una contracción excesiva puede afectar el buen sellado marginal de la restauración final y por lo tanto sufrir sorción acuosa, degradación del material, disminución de las propiedades físicas de la resina y por último microfiltración con un alto riesgo de caries residual.²⁴

15. Conclusiones.

Con los resultados obtenidos en la presente investigación se concluye que las resinas compuestas de obturación masiva son una propuesta novedosa para utilizarse en situaciones donde se requiera disminuir el tiempo de trabajo, pero al mismo tiempo que la contracción que sufra no altere la integridad del diente, como la fabricación de muñones en prótesis fija, ya que, aunque la resina compuesta sufra una contracción, esta no alterará de manera importante la restauración final debido a que la impresión del modelo para realizar las coronas se hará con base a los muñones obtenidos, por lo que la corona sellará y protegerá a la resina colocada.

Por otro lado, es importante saber la potencia real de la lámpara de fotopolimerización que se está utilizando, para la perfecta manipulación de la resina compuesta, ya que cada fabricante maneja una potencia mínima y un tiempo acorde con esa potencia. Una lámpara con una potencia deficiente puede ocasionar pocos beneficios y muchos inconvenientes como la falta de polimerización de la resina y cambio de color. O una elevada potencia por un tiempo muy largo puede provocar otros inconvenientes como alta contracción de la obturación final.

Aunque las resinas de obturación masiva son una propuesta bastante novedosa por su capacidad de polimerizar a longitudes mayores o iguales a 4mm, todavía no se han perfeccionado lo suficiente como para desplazar a las resinas convencionales, debido a que el TPO, que algunas contienen, a pesar de poseer una capacidad de reaccionar a bajas longitudes de onda, de crear dos radicales libres y aumentar así la capacidad de fotopolimerización y de su translucidez, todavía no se ha profundizado su estudio en cuanto a cual es la concentración óptima de este en las resinas compuestas y sus posibles efectos a largo plazo sobre la restauración, por lo que no puede desplazar aun del todo a la CQ como fotoiniciador.

14. Referencias Bibliográficas

1. GUZMÁN BÁEZ, Humberto José. "Biomateriales odontológicos de uso clínico". 4ed. Ed. ECOE. Colombia, 2007. Pp. 244-263.
2. CRAIG, Robert G. et. col. "Materiales de odontología restauradora". 10ed. Ed. Harcourt Brace. España, 1998. Pp. 229-245.
3. MACCHI, Ricardo Luis. "Materiales dentales". 4ed. Ed. Médica Panamericana. Argentina, 2007. Pp. 157-170.
4. BARCELÓ SANTANA, Federico Humberto, et. col. "Materiales dentales: conocimientos básicos aplicados" 3ed. Ed. Trillas. México 2012. Pp. 103-114.
5. ROTH, Françoise. "Los composites". Ed. Masson. España, 1993. Pp. 1-34.
6. PHILLIPS, Ralph W. "La ciencias de los materiales dentales de Skinner". 9ed. Ed. Mc Graw Hill Interamericana. México, 1993. Pp. 161-182, 219-252.
7. ANUSAVISE, Kenneth J. "La ciencia de los Materiales Dentales de Phillips". 11° ed. Ed. Elsevier. España, 2003.
8. STEENBERCKER GONZÁLEZ, Oscar. "Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva". Ed. Universidad de Valparaíso. Chile, 2006. Pp.289-321.
9. JOUBERT HUED, Rony. "Odontología Adhesiva y estética". Ed. Ripano. Madrid, 2010. Pp. 121-151.
10. DIXON HATRICK, Carol.et.col. "Materiales dentales: aplicaciones clínicas". Ed. Manual Moderno. México, 2012. Pp.50-60.
11. COVA N, José Luis. "Biomateriales Dentales". 2°ed. Ed. Amolca. Venezuela, 2010. Pp. 245-299.
12. JIMÉNEZ PLANAS, Amparo. et.col. "Diccionario de Materiales Odontológicos". Ed. Universidad de Sevilla. Sevilla, 2007. Pp. 39, 95,115,

ANEXOS

13. CZACH, Pascal; ILIE Nicoleta. "In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites" en *Clinical Oral Investigation*. Vol. 17, 2013. Pp. 227-235.
14. FLEMMING, Garry J.P. et.col. "The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth" en *Dental Materials*. Vol. 24, 2008. Pp.552-529.
15. HEINTZE, Siegward D. "Features of a good composite material: how to prove them with laboratory tests" en *Journal of Cosmetic Dentistry*. Vol.28, Núm. 4, invierno 2013. Pp. 107-117.
16. CELERINO DE MORAES, Isabel Cristina et.col. "Influence of the photoinitiator system and light photoactivation units on the degree of conversion of dental composites". en *Restorative Dentistry*. Vol. 24, issue 4, 2010. Pp. 475-481.
17. ARIKAWA, Hiroyuki; TAKAHASHI, Hideo; KANIE, Takahito; BAN, Seiji. "Effect of various visible photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins." en *Dental Materials Journal*. Vol. 29, issue 4. 2009. Pp. 454-460
18. NEUMANN, Miguel, et.col. "Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units" en *Journal of Dentistry*. Vol. 33, 2005. Pp. 525-532.
19. MOORE, BK; PLATT, JA; BORGES, G.; CHU, T-MG; KATSILIERI, I. "Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and Microhardness of types of materials and shades" en *Operative Dentistry*, Vol. 33, issue 4. 2008. Pp. 408-412.
20. CHAPI, Robert; et.col. "NTP-CERHR Expert Panel Report on the Reproductive and Developmental Toxicity of Bisphenol A" en *Wiley InterScience*. Estado Unidos, enero 2008. Pp. 157-395.
21. ALSHALI,Ruwaiada Z.; SSILIKAS, Nick; SATTERTHWAITTE, Julian D. "Degree of conversión of bulk fill compared to conventional resin-composites at two time intervals" en *Journal of Dental Materials*. Vol. 29, 2013. Pp. 213-217.

22. KARABELA, María M.; SIDERIDOU, Irini D. "Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent" en Journal of Dental Materilas. Vol. 27, issue 11. 2011. Pp.1144-1152.
23. LEPRINCE, Julian G.; PALIN, William M.; HADIS, Mohammed A.; devaux, Jacques; LELOUP, Gaetane. "Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency" en Journal of Dental Materials. Vol. 29, 2013. Pp.139-156.
24. FLURY, Simon; HAYOZ, Stefanie; PEUTZFELDT, Anne; LUSSI, Adrian. "Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk materials?." En Journal of Dental Materials. Vol. 28, 2012. Pp. 521-528.
25. LEPRINCE, Julian;et.col. "New insight into the "deph cure# of dimethacrylated-based dental composites" en Journal of Dental Materials, Vol 28, 2011. Pp. 512-520.
26. SCHNEIDER, Luis Felipe; CAVALCANTE, Larissa; PRAHL, Scott; PFEIFER, Carmen; FERRACANE, Jack. "Curing efficiency of dental resin composites formulated with camphorquinone or trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphine oxide" en Journal of Dental Materials. Vol. 28, 2012. Pp. 392-397.