



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE PROFUNDIDAD DE CURADO Y
RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE LAS RESINAS
COMPUESTAS 3M ESPE FILTEK™ Z350,
SHOFU INC. BEAUTIFIL II y ULTRADENT FORMA™.**

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:

BANY LILIANA MATÍAS URQUÍN.

TUTOR: Dr. OSMAR ALEJANDRO CHANES CUEVAS.

ASESORA: Mtra. ALMA ROSA RESÉNDIZ JUÁREZ.



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.

Dedicatorias

A mi hijo Isaac, a mi mamá, a mis hermanos y familiares que me apoyaron en éste proceso, también quiero agradecer a mi tutor que me apoyó incondicionalmente, a mi asesora y a mis amigos que hicieron ameno éste último paso, infinitas gracias porque sin todo ese amor no lo hubiese logrado tan fácilmente.

"يبتعد شيء ، ليقترب شيء أجمل ❤️".

“Algo se aleja y algo más hermoso se acerca.”

ÍNDICE

CONTENIDO	PÁGINA
1.RESUMEN.....	5
2.INTRODUCCIÓN.....	6
3.FUNDAMENTO TEÓRICO.....	8
3.1 Resinas Compuestas	
3.1.1 Composición.....	9
3.1.2 Clasificación.....	11
3.1.3 Propiedades físicas.....	12
3.1.3.1 Profundidad de curado.....	12
3.1.3.2 Resistencia flexural.....	13
3.1.3.3 Resistencia a la compresión.....	13
3.2 Generalidades de la polimerización.....	14
3.2.1 Tipos de lámparas.....	16
3.2.1.1 Lámparas halógenas.....	16
3.2.1.2 Lámparas Diodo Emisor de Luz (LED).....	17
3.2.2 Fotoactivación.....	18
3.3 Fichas técnicas de las resinas compuestas	
3.3.1 3M ESPE FILTEK™ Z350.....	19
3.3.2 SHOFU INC. BEAUTIFIL II.....	21
3.3.3 ULTRADENT FORMA™.....	22
4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	24
5. JUSTIFICACIÓN.....	25
6. HIPÓTESIS.....	26
7. OBJETIVOS	
7.1 GENERAL.....	27
7.2 ESPECÍFICOS.....	27
8. MÉTODOS.....	28



9. RESULTADOS.....	33
10. DISCUSIÓN.....	36
11. CONCLUSIÓN.....	38
12. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	39

1. Resumen

Las resinas compuestas son los materiales de restauración directa más versátiles. Por lo tanto, su fabricación de las resinas compuestas ha recibido una atención significativa en la investigación académica para usos clínicos. Éste trabajo de investigación tiene como objetivo comparar la profundidad de curado a diferentes distancias (2 y 6 mm), así como evaluar la propiedad de resistencia a la flexión de tres marcas de resinas compuestas disponibles comercialmente siguiendo la especificación de la norma ISO 4049. Los resultados obtenidos mostraron que las tres resinas compuestas cumplen con el requisito de la norma tanto en la prueba de profundidad de curado como en la resistencia a la flexión.

2. Introducción

Desde la década de los 70's, la aplicación de la amalgama como material restaurador dental ha sido reemplazada por resinas compuestas, esto debido a la mala estética y preocupación ambiental derivada de la eliminación del mercurio de la amalgama (1). Actualmente, las resinas compuestas se utilizan ampliamente como materiales de restauración debido a sus propiedades, como biocompatibilidad y excelente estética, en comparación con los materiales de obturación antiguos; demostrando buenas propiedades físicas, mecánicas y tribológicas (2).

La resina compuesta consta de una matriz orgánica y una matriz inorgánica. La matriz orgánica se compone de una mezcla de monómeros multifuncionales e iniciadores sensibles a la luz, mientras que la matriz inorgánica se compone de materiales cerámicos en tamaño nano-micro y su función principal es como refuerzo (3).

En las últimas décadas se han desarrollado varios monómeros novedosos, como monómeros con apertura de anillo, monómeros cristalinos líquidos y monómeros ramificados. Sin embargo, el complejo proceso de síntesis y los inconvenientes de la fotosensibilidad así como de almacenamiento han limitado sus aplicaciones comerciales; lo que, ha provocado un lento progreso en la investigación de la matriz orgánica. Por ello es que las investigaciones se han centrado más en rellenos inorgánicos (4).

Hasta hace poco, los cambios más importantes han involucrado a la matriz inorgánica, cuyo tamaño se ha reducido deliberadamente para producir materiales que puedan pulirse con mayor facilidad y eficacia además de demostrar una mayor resistencia al desgaste. Éste último era especialmente necesario para los materiales utilizados en aplicaciones posteriores. Los cambios actuales se centran más en la matriz polimérica del material, principalmente para desarrollar sistemas con contracción de polimerización reducida y, quizás más importante, tensión de contracción

de polimerización reducida, y para hacerlos autoadhesivos a la estructura del diente (5).

Regularmente las restauraciones directas de resinas compuestas se realizan utilizando una técnica de obturación incremental, para asegurar una profundidad de polimerización adecuada y una contracción de polimerización reducida, con el fin de evitar el fracaso restaurativo inmediato o postoperatorio (6).

Entre los usos de las resinas compuestas se encuentran como material de restauración, sellador de fosas y fisuras, revestimiento de cavidades, carillas, entre otros (3).

3. Fundamento Teórico

El Dr. Bowen inventó la resina polimérica Bisfenol A glicidilo metacrilato (Bis-GMA) ($C_{29}H_{36}O_8$) en 1962. Desde entonces se han realizado investigaciones sobre las resinas compuestas para restauración dental (7). Uno de los principales problemas en las primeras resinas compuestas fue la de contracción, la cual se ha ido superando con el desarrollo de nanorellenos, compuestos híbridos y matrices de resina. En consecuencia, se han logrado mejorar el pulido, resistencia al desgaste y la baja contracción de polimerización (7).

Los métodos de prueba para compuestos dentales a base de resina se especifican actualmente en la norma ISO 4049; para la prueba de profundidad de curado se utiliza moldes metálicos de acero inoxidable de 4 mm de diámetro x 6mm de altura y para la prueba de flexión se utiliza moldes de acero inoxidable (2 mm x 2mm x 25 mm).

Se han desarrollado monómeros como Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, HEMA, Bis-EMA reforzándolos con varios rellenos de diferentes tamaños de partículas para lograr mejores propiedades tanto estéticas como mecánicas. Estos materiales de matriz de resina se polimerizan utilizando fotoiniciadores como canforoquinona cuando se exponen a una fuente de luz azul visible, como diodos emisores de luz (LED) azul. Para los materiales de restauración dental se desean menos contracción, un alto grado de conversión y profundidad de curado junto con buenas propiedades mecánicas (8).

3.1 Resinas compuestas

Las resinas compuestas han sido utilizados por décadas en odontología adhesiva, en la actualidad, las opciones disponibles en el mercado son cada vez más amplias en relación a sus propiedades mecánicas, funcionales y estéticas (9).

La biocompatibilidad es crucial ya que, entran en contacto con la cavidad bucal (ej. mucosa). Entre el amplio espectro de materiales de restauración, las resinas compuestas son los más utilizados en el cuidado dental contemporáneo debido a su apariencia estética y versatilidad (10).

3.1.1 Composición

Básicamente, las resinas compuestas dentales están compuestas por tres materiales químicamente diferentes: matriz orgánica, matriz inorgánica y un silano o agente de unión (10).

La matriz orgánica de las resinas compuestas está conformada de monómeros como: bis-GMA, UDMA, TEGDMA y sus derivados, no obstante, en ciertos casos se han adicionado monómeros diferentes o modificados con la finalidad de mejorar sus propiedades (9).

En cuanto a la matriz inorgánica existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfología y dimensiones. Los modernos sistemas de resina compuesta tienen rellenos como cuarzo, sílice coloidal y vidrio de sílice con contenido de bario, estroncio y zirconio.

Por último, el agente de unión, permite una fuerte unión covalente entre los rellenos inorgánicos y la matriz orgánica. Esto se logra mediante el bañado de los rellenos con el agente de unión silano, 3-metacriloxipropiltrimetoxysilano (MPTS) (8) (10).

Las resinas compuestas pueden contener otras sustancias, que se describen en la tabla 1.

Tabla 1. Composición general de las resinas compuestas (9).

Monómero	Dimetacrilato aromático (Bis-GMA)
Diluyente	Monómero (metacrilato de metilo)
Iniciadores	Resinas termocurables
	Peróxido de benzoilo
	Resinas autocurables
	Peróxido de benzoilo/Amina
	Resinas fotocurables
	Para luz ultravioleta
	Benzofenonas
	Para luz azul
Cetonas aromáticas	
Relleno	Silicato Dióxido de silicio Vidrio y vidrios cerámicos
Inhibidores o estabilizadores	Quinona (hidroquinona) Éter monometílico de la hidroquinona
Material radiopaco	Fluoruro de bario
Pigmentos	

3.1.2 Clasificación

Las resinas compuestas se clasifican según el tamaño y la forma de sus partículas de relleno, produciendo un gran abanico de posibilidades entre las que escoger. Sin embargo, cada tipo presenta unas características mecánicas y estéticas concretas.

La tabla 2 muestra la clasificación de acuerdo al tamaño de las partículas de relleno (9).

Tabla 2. Clasificación de resinas compuesta por tamaño de partícula

Tipo	Promedio del tamaño de partículas
Macrorelleno	>1 μm (cuarzo)
Híbrida	>1,0 μm de vidrio
Microhíbrida	0,4 a 1,0 μm (vidrio más sílice coloidal)
Microrelleno	0,02-0,04 μm (sílice coloidal)
Nanorelleno	0,01 a 0,10 μm (partículas y racimos)
Nanohíbrida	0,01 a 0,10 μm (distribución bimodal de nanorellenos y vidrios)

Otra manera de clasificar a las resinas compuestas es por su forma de activación las cuales pueden ser (11):

- Químicamente activadas: Resinas compuestas que usan una pasta base y otra catalizadora. Este material se polimeriza tras la mezcla de ambas.
- Foto-activadas: Resinas compuestas con fotoiniciadores y sólo se polimeriza en presencia de luz.
- Duales: Resinas compuestas con ambos sistemas de activación: químico y físico (luz) (11).

3.1.3 Propiedades físicas

▪ 3.1.3.1 Profundidad de curado

Es una propiedad importante de las resinas compuestas fotopolimerizables que da una medida de la eficiencia de la polimerización, aspecto decisivo en el comportamiento de las resinas compuestas. La profundidad de curado depende de la interacción de diversos factores, como color, translucidez, contenido de fotoiniciadores. Cuando el incremento de resina es mayor a 2mm, se compromete el grado de conversión al fondo del incremento (12); esto se debe a que la luz proveniente de la lámpara es severamente atenuada a medida que cruza el espesor del material. De acuerdo a la norma ISO-4049 no debe ser menor a 1,5 mm (13).

▪ **3.1.3.2 Resistencia flexural:**

El valor de esta propiedad mecánica se mide en un laboratorio a partir de una barra de dimensiones estandarizadas por la norma ISO 4049, soportada en sus extremos y aplicando una fuerza en su parte media. Si el material posee propiedad de ductilidad se sucede una curvatura o deflexión por ductilidad (14). Los valores establecidos por la norma ISO 4049 son: mínimo de 80 Mpa (13).

▪ **3.1.3.3 Resistencia a la compresión**

La resistencia a la compresión expresa la capacidad demostrada por un material para resistir presiones verticales; es decir, la tensión máxima que puede soportar un material antes de fracturarse, y se calcula como fuerza dividida por la unidad de superficie (14). Los valores reportados pueden variar dependiendo del tipo de resina compuesta.

3.2 Generalidades de la polimerización

Los polímeros son moléculas producto de muchos monómeros en conexión y repetición, pudiendo ser el producto de un solo tipo de monómeros o la mezcla de diferentes monómeros. En los sistemas de resinas compuestas, todos los monómeros contienen por lo menos un carbón de doble unión y se transforman en polímeros y copolímeros por el uso de sistemas de iniciación. Cuando dos o más monómeros diferentes son polimerizados juntos, este material es conocido como un copolímero y sus propiedades físicas no solo estarán relacionadas a los monómeros sino también a la unión entre ellos. Todos los sistemas de resinas compuestas en su conversión de monómero a polímero, pasan al menos por cuatro etapas: activación, iniciación, propagación y terminado (15).

La polimerización de las resinas compuestas comienza con la aplicación de la luz, pero continúa después de haberla apagado. Por ello se ha descrito que se diferencian dos fases: fase lumínica y fase oscura. Mientras que la fase lumínica puede tener tres etapas: pre-gel, gel y post-gel; la fase oscura comienza inmediatamente después de que se retire la luz y será aquella en la cual la resina compuesta sigue polimerizando y por tanto mejorando el grado de conversión (15).

La contracción y el esfuerzo generados en las resinas compuestas durante la polimerización son los principales problemas presentados en la odontología adhesiva, porque interfieren en la integridad del diente restaurado.

La polimerización de las resinas compuestas está acompañada por una contracción volumétrica, que ocasiona el desarrollo de un esfuerzo interno. La acumulación de esfuerzo es mayor en la interfase diente-restauración y

puede producir formación de espacios en el margen, decoloración marginal, sensibilidad postoperatoria y caries secundaria.

La reacción química en la polimerización de las resinas compuestas, involucra el rompimiento de los enlaces dobles carbono-carbono para formar cadenas poliméricas con carbonos unidos por enlaces simples. La contracción por polimerización de los monómeros se debe a la conversión de fuerzas intermoleculares denominadas de Van der Waals en enlaces covalentes simples durante la polimerización. Por lo tanto, el encogimiento es la consecuencia de la reacción de polimerización (16).

3.2.1 Tipos de Lámparas

3.2.1.1 Lámparas halógenas

Entre los principales mecanismos de funcionamiento destacamos su capacidad operativa con una intensidad entre 400-800 mW/cm², para llevar a cabo el proceso de polimerización del material en un tiempo de 40 segundos. Las partes que constituyen la lámpara halógena se describen a continuación:

- *Bulbo de halógeno:*

Contiene un filamento de tungsteno el cual produce energía al calentarse. Cuando es calentado con una temperatura de aproximadamente 3,000 kelvin, se vuelve incandescente y emite una radiación electromagnética en forma de luz visible.

- *Filtros:*

Es necesario conseguir emitir únicamente el rango del color azul dentro del espectro de luz visible. Su función es absorber todas las longitudes de onda del espectro, excepto la correspondiente a la luz azul (380-490 nm).

- *Sistema de ventilación:*

Se ubica cerca del bulbo generador de luz, evita el sobrecalentamiento, permitiendo utilizar un bulbo de alta potencia que produce la cantidad de radiación conveniente.

- *Sistema de conducción de la luz:*

La luz es conducida a través de un sistema óptico que puede ser flexible o rígido. Es preferible el sistema tipo rígido pues mantiene mejor a lo largo del tiempo la integridad de los componentes ópticos.

Entre las principales desventajas que presentan las lámparas halógenas se destaca que los bulbos de halógeno tienen un tiempo de vida corto (40-100 horas) (17).

3.2.1.2 Lámparas Diodo Emisor de Luz (LED)

Fue en 1995 que Mill publicó la primera mención del uso de luz led como lámpara de fotopolimerización en el campo denta (18).

La polimerización de materiales resinosos se lleva a cabo por lámparas de luz azul, siendo las lámparas LED (por sus siglas en inglés Light Emitting Diode) el estándar de oro de fotopolimerización en odontología. Éstas funcionan como semiconductores, es decir, convierten la energía eléctrica en luz visible, fenómeno conocido como electroluminiscencia. Las partículas de luz, denominadas fotones, juegan un rol clave en la polimerización. Al ser emitidos, estos fotones viajan a la velocidad de la luz y en forma de ondas. La distancia entre las crestas de cada onda se denomina longitud de onda (λ) la cual determina el color de luz emitido). Actualmente, los LEDs de Nitruro de Galio-Indio (InGaN) emiten luz azul cuya longitud de onda varía de 380-500 nm dependiendo de sus características intrínsecas (19).

Para que la reacción de polimerización se lleve a cabo, es necesario que el fotón sea absorbido por una molécula fotosensible, transformando su energía lumínica en energía de excitación electrónica. Al igual que la fotosíntesis, donde la clorofila capta la luz solar, las resinas compuestas actuales utilizan el mecanismo de polimerización por adición donde la molécula fotosensible, denominada fotoiniciador, absorbe la energía de la luz azul visible, transformándola en radicales libres o iones, capaces de inducir reacciones químicas. Hoy en día, la canforoquinona forma parte del sistema fotoiniciador más utilizado. Cuando esta absorbe un fotón, entra en estado de excitación e interactúa con un co-iniciador de amina terciaria, la cual le dona un electrón. Es así como la amina terciaria excitada funciona

como radical libre y es la que inicia la reacción con los monómeros (Reacción de Norrish tipo 2, donde el fotoiniciador reacciona con una molécula intermediaria, denominada co-iniciador). Sin embargo, se utilizan también fotoiniciadores que no requieren de una molécula intermediaria para crear radicales libres, por ejemplo: Ivocerina. Cada tipo de fotoiniciador es activado por luz con una longitud de onda específica (espectro de absorción), por lo tanto, es fundamental conocer la longitud de onda emitida por una lámpara y si coincide con el espectro de absorción de los fotoiniciadores presentes en las resinas (19).

3.2.2 Fotoactivación

En cavidades profundas, se indica una técnica incremental cuando se emplean resinas compuestas convencionales. Los incrementos deben de ser de 2 mm para garantizar una polimerización eficaz y reducir los efectos de la contracción de polimerización del material. Almuallen et al. indican que el éxito clínico al fotocurar una resina compuesta está directamente relacionado con el grado de conversión de monómeros a polímeros, sin embargo, muchas variables influyen en la cantidad de energía luminosa en la superficie y en la base de esta, lo que genera una polimerización inadecuada. Uno de los factores para garantizar una adecuada profundidad de polimerización es la distancia entre la fuente de luz y el material restaurador (20).

A medida que aumenta la distancia de la guía de luz a la restauración, la energía que llega al material, en especial en la base de esta, disminuye y recibe una energía mitigada por la distancia y el grosor del material que debe atravesar. La distancia entre la guía de luz y una restauración es un factor difícil de controlar ya que depende de la configuración de la cavidad, localización del diente, tipo de lámpara o guía de luz, habilidad del operador (20).

3.3 Fichas técnicas de las resinas compuestas

3.3.1 3M ESPE FILTEK™ Z350 (Restaurador Universal con Nanotecnología)

El restaurador universal Filtek™ Z350 XT de 3M™ es una resina compuesta activada por luz visible diseñada para su uso en restauraciones en dientes anteriores y posteriores. Sus tonos son radiopacos. Y el material de relleno es una combinación de sílice de 20 nm no aglomerado/no agregado, un relleno de circonio de 4 a 11 nm y un relleno agrupado de sílice/circonio agregado (compuesto de partículas de sílice de 20 nm y de circonio de 4 a 11 nm). Los tonos de dentina, cuerpo, esmalte tienen un tamaño de partículas de clúster promedio de 0,6 a 10 micrones. Los tonos translúcidos tienen un tamaño de partícula de clúster promedio 0,6 a 20 micrones. La carga de relleno inorgánico es aproximadamente del 72,5% en peso (55,6% en volumen) para los tonos translúcidos y del 78,5 % en peso (63,3% en volumen) para todos los demás tonos. El restaurador universal Filtek Z350 XT contiene resinas bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA y bis-EMA. Se utiliza un adhesivo dental, como el fabricado por 3M Company, para unir permanentemente la restauración a la estructura del diente. El restaurador está disponible en una amplia variedad de tonos de dentina, cuerpo, esmalte y translúcidos. Está disponible en jeringas tradicionales y cápsulas monodosis.

Información general

El restaurador universal Filtek Z350 XT cumple con la norma ISO 4049: Material restaurador dental a base de polímeros clasificado como material de tipo 1 y clase 2.

Todos los tonos son radiopacos, con un valor de 2,4 mm de aluminio. El aluminio tiene una radiopacidad equivalente a la de la dentina. De ese modo, 1 mm de material que tiene una radiopacidad equivalente a 1 mm de

aluminio, tiene una radiopacidad equivalente a la de la dentina y 2 mm de aluminio equivalen al esmalte.

Fotopolimerización: Este producto está diseñado para polimerizarse con la exposición a una luz halógena o diodo emisor de luz (LED) con una intensidad mínima de 550 mW/cm² en el rango de los 400 a 500 nm. Fotopolimerice cada incremento exponiendo toda su superficie a una fuente de luz azul de alta intensidad. Mantenga la punta de la guía de luz tan cerca de la restauración como sea posible durante el proceso de fotopolimerización.

Tiempo de fotopolimerización			
Tonos	Profundidad de incremento	Todas las luces halógenas o LED Luces LED (con una intensidad de 550-1000 mW/cm ²)	Elipar™ S10 (Luces LED 3M™ con una intensidad de 1000-2000 mW/ cm ²)
Cuerpo, esmalte, traslúcido	2.0 mm	20 s	10 s
Dentina A6B Y B5B	1.5 mm	40 s	20 s

Tabla 3.- Resumen de tiempos de fotopolimerización **3M ESPE FILTEK™ Z350**

3.3.2 SHOFU INC. BEAUTIFIL II

Material de restauración con liberación de fluoruro.

BEAUTIFIL II es un material de restauración fotopolimerizable y radiopaco indicado para restauraciones anteriores y posteriores.

Composición

Bis-GMA, TEGDMA, relleno S-PRG a base de vidrio de fluoroboroaluminosilicato, iniciador de la polimerización, pigmentos y otros.

Fotopolimerización

Fotopolimerizar con una lámpara dental de fotopolimerización.

- Si la cavidad es profunda se recomienda realizar un relleno incremental y una fotopolimerización no superior a 2 mm
- Si la superficie de la cavidad es grande, fotopolimerizar por segmentos.
- Lámpara dental de fotopolimerización y tiempo de fotopolimerización.

Unidad de fotopolimerización	Halógena	LED
Tiempo de fotopolimerización	20 s	10 s
Longitud de onda	400-500 nm	440-490 nm
Intensidad lumínica	≥ 500 mW/cm ²	≥ 800 mW/cm ²

Tabla 4.- Resumen de tiempos de fotopolimerización **SHOFU INC. BEAUTIFIL II**

3.3.3 ULTRADENT Forma™

La resina compuesta FORMA™ contiene Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA, y UDMA. La resina compuesta FORMA está diseñado para restauraciones en dientes anteriores y posteriores y es adecuado para superficies oclusales. Su fórmula contiene una combinación de relleno inorgánico de zirconia/ sílice y vidrio de bario. Todos los tonos del compuesto FORMA se basan en la guía de colores VITA® y son radiopacos. La resina compuesta FORMA tiene un valor de radiopacidad superior a 2 mm de aluminio. El aluminio tiene una radiopacidad equivalente a la de la dentina. Así 1mm de material que tiene una radiopacidad equivalente a 1 mm de aluminio tiene una radiopacidad equivalente a la de la dentina y 2 mm de aluminio equivalen al esmalte.

La carga de relleno es del 64,5% en volumen para los tonos dentina, del 64.8% para los tonos de esmalte y del 63,5% para los tonos de dentina. La resina compuesta FORMA es un compuesto nanohíbrido con nanopartículas en el rango de 5 a 30 nm.

Instrucciones de uso:

Preparación:

1. Aplique el agente adhesivo de dentina con las instrucciones del fabricante

Restauración directa- Jeringas:

1. Abra la tapa y gire la manija (vástago) en el sentido de las agujas del reloj para expresar la cantidad deseada del composite. La resistencia disminuirá con cada giro.
2. Coloque la resina compuesta FORMA en capas incrementales aplicando la primera capa de aproximadamente 0,5 a 1,5 mm de espesor y cure. Siga con incrementos de hasta 2 mm; curado después de cada incremento.

3. Para polimerizar utilice una lámpara con una intensidad ≥ 800 mW/cm² en la región de longitud de onda de 385 a 515 nm, polimerice cada capa durante 10 s. Se recomienda un curado final de 20 s.
4. Dar forma, terminar y ajustar la oclusión utilizando el método preferido.
5. Vuelva a colocar la tapa inmediatamente después de dispensar la resina compuesta para evitar la polimerización con luz ambiental.

4. Planteamiento del problema

Para el tratamiento del diente afectado, se recomienda la eliminación de la caries dental y el relleno de las cavidades con materiales adecuados. Actualmente, las resinas compuestas se están utilizando ampliamente como materiales de restauración dental debido principalmente a propiedades como biocompatibilidad, pero sobre todo a la excelente estética.

5. Justificación

Entre la amplia variedad de materiales para restauración, la resina compuesta es el más utilizado hoy en día. Por ello es necesario realizar evaluaciones de propiedades físicas de las resinas compuestas disponibles comercialmente con el fin de proporcionar información fundamentada que le permitan al clínico elegir la resina compuesta más adecuada.

6. Hipótesis

Hipótesis alterna: Las resinas compuestas con tecnología nanohíbrida tendrán el mismo comportamiento en propiedades de profundidad de curado y resistencia a la compresión.

Hipótesis nula: Las resinas compuestas con tecnología nanohíbrida no tendrán el mismo comportamiento en propiedades de profundidad de curado y resistencia a la compresión.

7. Objetivos

7.1 General

Evaluar las propiedades de profundidad de curado y resistencia a la flexión de tres diferentes resinas compuestas disponibles comercialmente: Espe Filtek™ Z350, Shofu Inc. Beautifil II y Ultradent Forma™

7.2 Específicos

- Evaluar la profundidad de curado de acuerdo a la norma ISO 4049 de tres diferentes resinas compuestas: Espe Filtek™ Z350, Shofu Inc. Beautifil II y Ultradent Forma™ a 2 mm de distancia.
- Evaluar la profundidad de curado de acuerdo a la norma ISO 4049 de tres diferentes resinas compuestas: Espe Filtek™ Z350, Shofu Inc. Beautifil II y Ultradent Forma™ a 6 mm de distancia.
- Evaluar la resistencia a la flexión de tres diferentes resinas compuestas: Espe Filtek™ Z350, Shofu Inc. Beautifil II y Ultradent Forma™ utilizando la maquina universal INSTRON 5537.

8. Métodos

8.1 Materiales

Jeringas de resinas compuestas 3M ESPE FILTEK™ Z350, SHOFU INC. BEAUTIFIL II y ULTRADENT FORMA™ todas en tono A2, moldes de acero inoxidable (6 mm x 4 mm) para la prueba de profundidad de curado, moldes de acero inoxidable (2 mm x 2mm x 25 mm) para la prueba de flexión, dos losetas de vidrio (6 cm x 6 cm x 2 mm), Radiómetro (Kerr, No serie 7930236), tubo de plástico con 4 mm de altura y 12 mm de diámetro, vernier metálico digital (Mitutoyo), micrómetro digital (Mitutoyo), cinta Mylar, aceite de silicón, espátulas de plástico para resina, lámpara de fotopolimerizado (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, longitud de onda 420-490 nm, intensidad 800 mW/cm²), baño de agua (37 ± 1) °C, microbrush, lentes de protección.

8.2 Prueba de profundidad de Curado

Para la realización de esta prueba se utilizó una unidad de fotopolimerización LED Bluephase N (Ivoclar Vivadent®) para poder polimerizar las resinas compuestas. La intensidad de la luz de salida fue de 800 mW/cm² verificado por el radiómetro (Kerr) y con un rango espectral de 420 a 490 nm.

Se prepararon 30 muestras para evaluar la profundidad de curado a 2 mm de distancia. Sobre una loseta de vidrio limpia se colocó el molde de profundidad de curado (4 mm diámetro x 6 mm de longitud), se aplicó aceite de silicón en el interior del molde, con la ayuda de la espátula de plástico para resina se llenó hasta el tope el molde, una vez lleno se colocó una cinta mylar y otra loseta de vidrio de 2 mm de espesor con

el cual se hizo presión para tener una superficie plana. Se prosiguió a fotopolimerizar las superficies de acuerdo a las instrucciones de cada fabricante (3M Espe, Shofu Inc y Ultradent).

Para evaluar la profundidad de curado a 6 mm de distancia se prepararon otras 30 muestras. Sobre una loseta de vidrio limpia se colocó el molde hacedor de profundidad de curado (4 mm diámetro x 6 mm de longitud), se aplicó aceite de silicón en el interior del molde, con la ayuda de la espátula de plástico para resina se llenó hasta el tope el molde, una vez lleno se colocó una cinta mylar, otra loseta de vidrio de 2 mm de espesor y encima el tubo de plástico con una altura de 4 mm para tener en total una distancia de 6 mm. Se prosiguió a fotocurar las superficies de acuerdo a las instrucciones de cada fabricante (3M, Shofu y Ultradent).

Terminando el proceso de irradiación todas las muestras se retiraron del molde y con la espátula de plástico se eliminó la resina compuesta que no se polimerizó; posteriormente se utilizó un micrómetro digital para medir la altura del cilindro de resina compuesta fotopolimerizada. Obtenidas todas las medidas, se dividieron entre dos cada una de las mediciones como lo indica la norma ISO 4049. Finalmente se registraron los resultados.

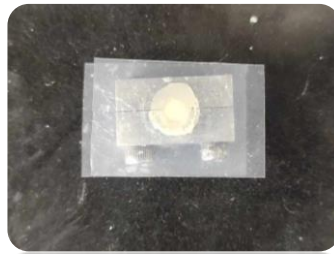
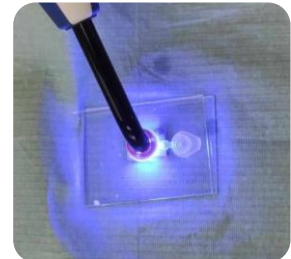
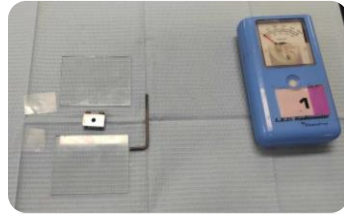


Figura 1. Procedimiento para profundidad de curado en resinas compuestas. Fuente propia

8.3 Prueba de resistencia a la flexión

Para la realización de la prueba de resistencia a la flexión se prepararon un total de 30 muestras (10 muestras por grupo). Cada muestra se llenó en un molde de acero inoxidable (2 mm x 2mm x 25 mm) con la resina compuesta de cada marca comercial. Mediante una unidad LED Bluephase N (Ivoclar Vivadent®) con una intensidad de luz de 800 mW/cm² verificada por el radiómetro (Kerr) se fotopolimerizaron por 20 s la sección central del molde, repitiendo el procedimiento hasta que toda la longitud de la muestra haya sido irradiada. Se repite dicho procedimiento en el otro lado de la muestra. Posteriormente se coloca el conjunto en baño de agua a 37 ±1 °C durante 15 minutos. Se retira la muestra del molde y se almacena en agua destilada en una estufa de calor a 37 ±1 °C.

Veinticuatro horas después de preparar la muestra se realiza la prueba de flexión utilizando una maquina universal INSTRON 5567, los parámetros utilizados fueron una velocidad de cruceta de 0.75 mm/min, 23° C y 50% humedad para todas las muestras. Finalmente se registró el resultado obtenido por muestra.

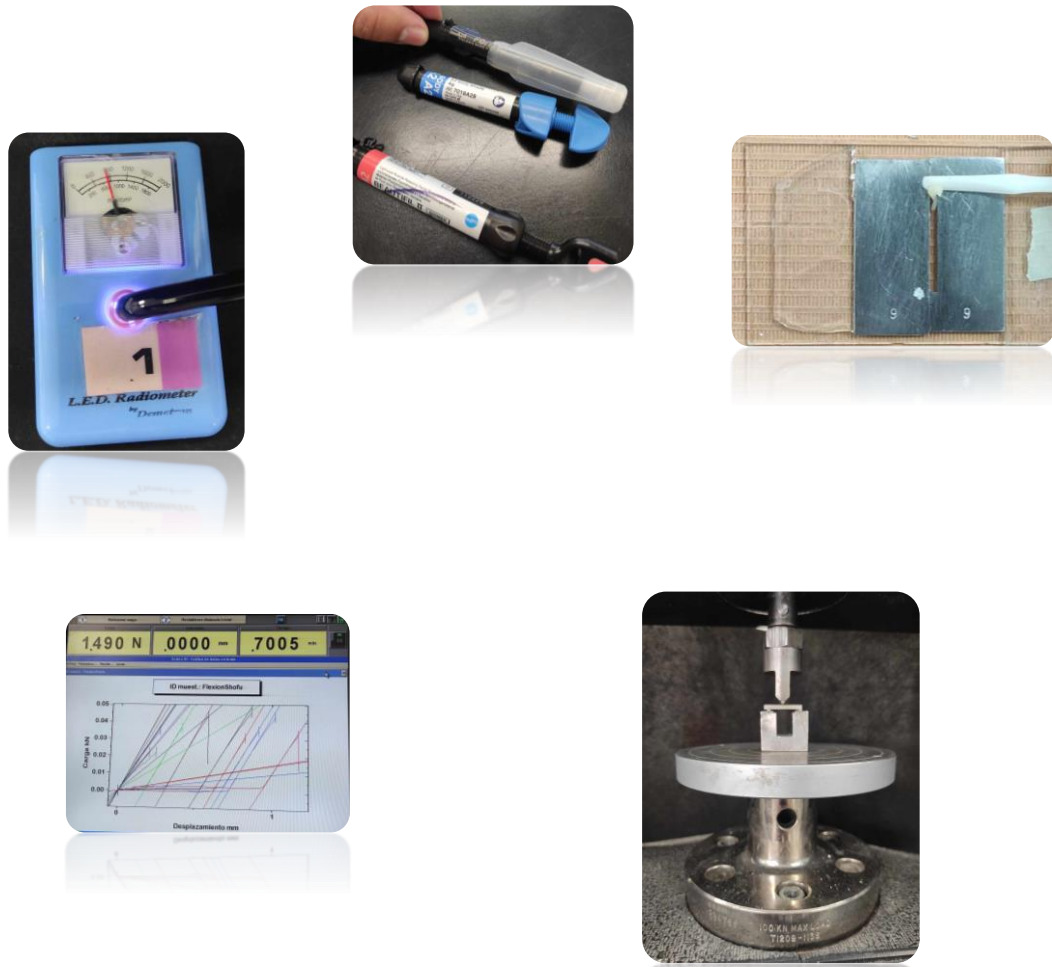


Figura 2. Procedimiento para pruebas de flexión en resinas compuestas. Fuente propia

8.4 Análisis Estadístico

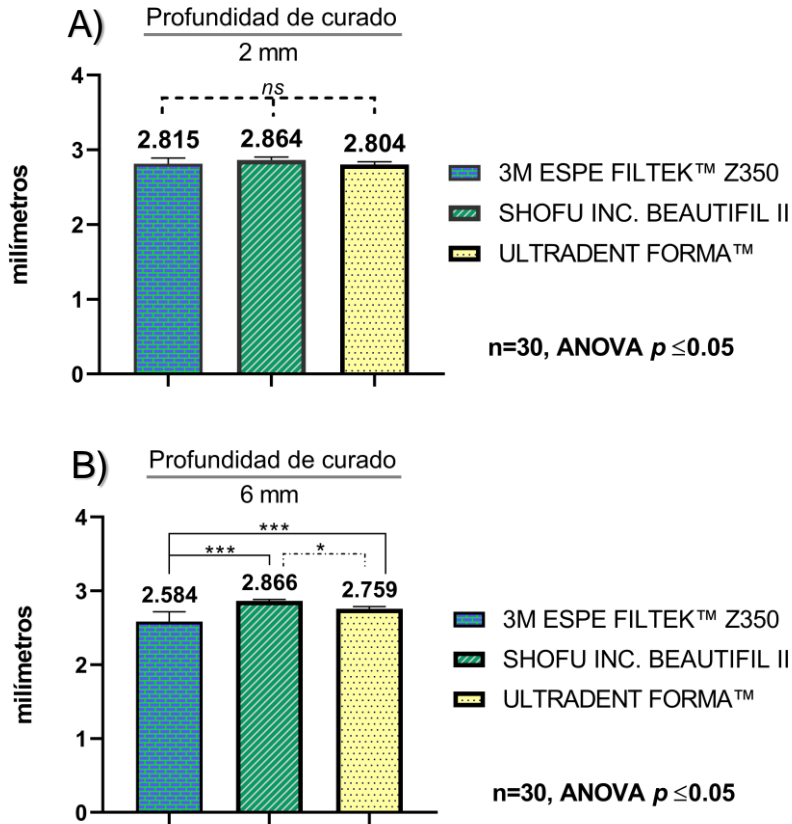
Los datos obtenidos se ingresarán en un software de análisis estadístico (STATA 12) para verificar la normalidad mediante la prueba Shapiro-Wilk. Posteriormente utilizando el paquete estadístico GraphPad Prism 8 se aplicó el análisis de varianza (ANOVA) y una prueba de comparaciones múltiples de Tukey para determinar si existen diferencias entre los grupos.

9. Resultados

9.1 Profundidad de Curado

Los valores de promedio y desviación estándar se muestran trazados en la gráfica 1; en donde la gráfica 1-A) se observa la profundidad de curado a 2 mm de distancia, encontrándose un comportamiento similar para los tres grupos de resina compuesta obteniendo promedios de 2.815 mm para 3M Espe Filtek TM Z350, 2.864 para Shofu Inc. Beatifil II y de 2.804 para Ultradent Forma TM. Después de realizar las comparaciones múltiples con la prueba de Tukey se determina que no existe diferencias significativas entre los grupos.

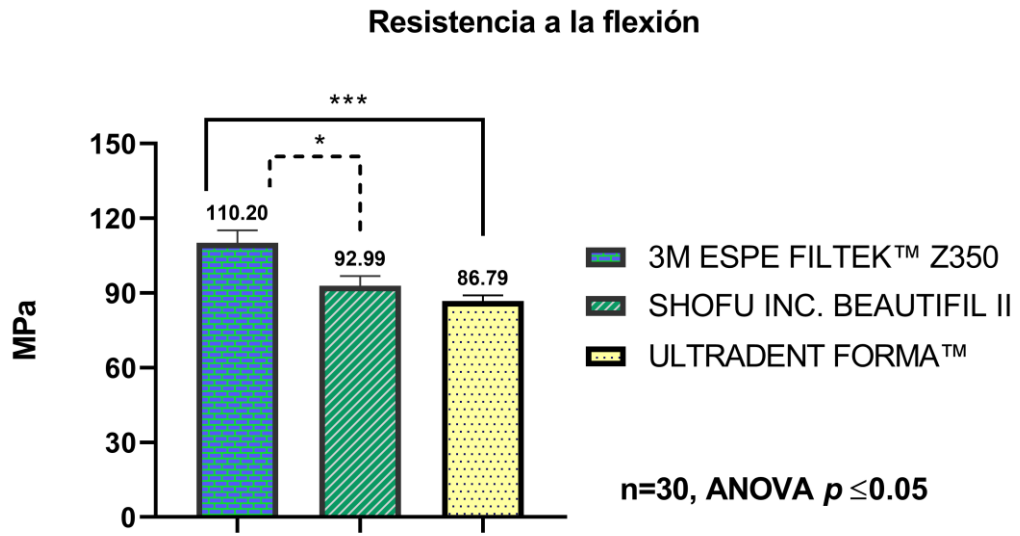
Por otro lado, la gráfica 1-B) se analiza la profundidad de curado a 6 mm de distancia, donde el promedio de 3M Espe Filtek TM Z350 fue de 2.584, para Shofu Inc. Beatifil II fue de 2.866 y de 2.759 para Ultradent Forma TM. Después de realizar las comparaciones múltiples con la prueba de Tukey se determina que existe diferencias significativas entre los tres grupos: 3M Espe Filtek TM Z350, Shofu Inc. Beatifil y Ultradent Forma TM.



Gráfica 1.- Prueba de profundidad de curado: A) Distancia a 2 mm con tres resinas comerciales y B) Distancia a 6 mm con tres resinas comerciales.

9.2 Resistencia a la Flexión

En la gráfica 2 se muestran los promedios y desviación estándar de la resistencia a la flexión medidos en Megapascales (MPa) a las 24 horas de haber sido preparadas las muestras. Se observa que el promedio de 3M Espe Filtek™ Z350 fue de 110.20 MPa, Shofu Inc. Beatifil II fue de 92.99 MPa y Ultradent Forma™ fue de 86.79 MPa. Las comparaciones múltiples con la prueba de Tukey mostraron que existe diferencias significativas únicamente entre los grupos de Espe Filtek™ Z350 con respecto a Shofu Inc. Beatifil II y Ultradent Forma™.



Gráfica 2.- Prueba de resistencia a la flexión de tres resinas comerciales a las 24 horas de haber preparado las muestras.

10. Discusión

En la práctica odontológica diaria, las resinas son utilizadas como material de preferencia tanto del paciente como del profesional para realizar restauraciones, debido a sus propiedades biocompatibles con la estructura dental y también por los resultados estéticos que presentan. La resistencia a las diferentes fuerzas a las que puede ser sometido un material en la cavidad oral es un criterio importante que se debe tener en cuenta para evaluar la calidad del material que se piensa emplear en restauraciones dentales principalmente en el sector posterior (21).

En el desarrollo de resinas compuestas es bien sabido que la matriz orgánica es la responsable del endurecimiento del material, mientras que el relleno afecta las propiedades físico-mecánicas del material polimerizado (22).

La profundidad de curado de acuerdo a la norma ISO 4049 es un aspecto muy importante a valorar en las resinas compuestas y a pesar de que tiene limitaciones a menudo se utiliza para evaluar y comparar qué tan bien se pueden fotopolimerizar las diferentes resinas compuestas (23).

En este trabajo se evaluaron 3 diferentes marcas comerciales de resinas compuestas con el mismo tipo de tecnología (nanohíbrida) y con un mismo tono A2 a dos distancias. Se pudo observar que a una distancia de 2 mm no existió diferencias significativas entre los grupos, no obstante, al aumentar la distancia a 6 mm se observó una disminución en la profundidad de curado con respecto a los 2 mm en los grupos de 3M Espe Filtek™ Z350 y Ultradent Forma™, así mismo, presentaron diferencias significativas entre los grupos de estudio. Además de la distancia, otros

factores que pueden afectar la profundidad de curado se encuentran el tipo de lámpara y la irradiancia que emiten, así como el tipo de resina, la opacidad de ésta (tonos más oscuros) y la técnica incremental utilizada (24).

Por otro lado, la prueba de resistencia a la flexión en las resinas compuestas nanohíbridas utilizadas en este estudio se pudo observar que el grupo de 3M Espe Filtek™ Z350 fue el que obtuvo el valor más alto con 110.20 MPa en comparación con los grupos Shofu Inc. Beatifil II y Ultradent Forma™ que obtuvieron 92.99 MPa y 86.79 MPa respectivamente. Si bien, los tres grupos cumplen con el requisito de la norma ISO 4049 el cual establece un valor de resistencia a la flexión mínimo de 80 MPa (13) existieron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

Se ha reportado que la morfología, el tamaño de las partículas de relleno y el porcentaje de carga inorgánica son factores a considerar cuando se evalúan las propiedades mecánicas de las resinas compuestas (25).

El uso de partículas de relleno cada vez menores resulta en una mejor dispersión y en una mayor área interfacial entre matriz y relleno, que se traduce en mayor resistencia flexural y microdureza superficial (26).

Uno de los grandes desafíos actuales en el desarrollo de estos materiales con nanopartículas, es lograr la fabricación de partículas discretas no aglomeradas que puedan ser distribuidas uniformemente en la matriz resinosa, ya que la aglomeración de las nanopartículas podría hacer que el material se comporte como en uno de microrrelleno.

11. Conclusiones

Dentro de los límites de este estudio se puede concluir que: las resinas compuestas 3M Espe Filtek™ Z350, Shofu Inc. Beautifil II y Ultradent Forma™ presentaron una adecuada profundidad de curado tanto a 2 mm como a 6 mm cumpliendo por arriba del valor mínimo que establece la norma ISO 4049; así mismo la evaluación de la propiedad mecánica de resistencia a la flexión de dichas resinas compuestas presentaron valores por encima de lo que pide como requisito mínimo la norma ISO 4049, y observando que existieron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de resinas compuestas 3M Espe Filtek™ Z350 y Ultradent Forma™.

12. Referencias Bibliográficas

1. Yadav R, Lee H, Lee JH, Singh RK, Lee HH. A comprehensive review: Physical, mechanical, and tribological characterization of dental resin composite materials. *Tribol* 2023; 179:108102.
2. Yadav R, Kumar M. Dental restorative composite materials: A review. *J Oral Biosci* 2019; 61(2):78–83.
3. Aminoroaya A, Esmaeely R, Nouri S, Panahi P, Das O, Madry H, et al. A review of dental composites: Challenges, chemistry aspects, filler influences, and future insights. *Compos Part B*; 2021; 216:108852.
4. Liu F, Wang R, Cheng Y, Jiang X, Zhang Q, Zhu M. Polymer grafted hydroxyapatite whisker as a filler for dental composite resin with enhanced physical and mechanical properties. *Mater Sci Eng C*. 2013; 33(8):4994–5000.
5. Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dent Mater*. 2011; 27(1):29–38.
6. Loguercio AD, Ñaupari-Villasante R, Gutierrez MF, Gonzalez MI, Reis A, Heintze SD. 5-year clinical performance of posterior bulk-filled resin composite restorations: A double-blind randomized controlled trial. *Dent Mater*. 2023; 0–1.
7. Saini S, Meena A, Yadav R, Patnaik A. Investigation of physical, mechanical, thermal, and tribological characterization of tricalcium phosphate and zirconia particulate reinforced dental resin composite materials. *Tribol Int*. 2023; 181:108322.
8. Pratap B, Gupta RK, Bhardwaj B, Nag M. Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives. *Jpn Dent Sci Rev*. 2019; 55(1):126–38.
9. Cova JL. *Biomateriales Dentales*. 3 edición. 2019. p. 312.
10. Yadav R, Lee H, Lee JH, Singh RK, Lee HH. A comprehensive review: Physical, mechanical, and tribological characterization of dental resin composite materials. *Tribol Int*. 2023; 179:108102.

11. Nocchi C. Odontología Restauradora. Segunda ed. Buenos Aires; 2008.
12. Salazar F. Odontología Estética: El Arte de la Perfección. Primera ed. Sao Paulo; 2009.
13. ISO 4049, Dentistry- Polymer- based restorative materials. 2009.
14. Guzmán H, Arana G, Buenahora MR, Estefan A, Hernández L, Rivera J. et al. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. 5th ed. Bogotá; 2013.
15. Moradas Estrada M ÁLB. Dinámica de Polimerización Moradas. 2017
16. Barreto RO, Ibarra JG. De Diversos Espesores De Tejido Dental. 2015; 19:222–7.
17. A. J. Melara Munguía, M. Arregui Gambús, F. Guinot Jimeno Ssm, Dalmau Ljb. Lámparas Halogenas. Odontología Pediátrica. 2008. p. 13.
18. Aquino Valverde AJ. Efectividad de fotopolimerización usando lámparas led: Una revisión de la literatura. Rev Científica Odontológica. 2022;10(3):e120.
19. Melendez D, Delgado L, Tay L. 2-Lámparas RobyD. 2021. p. 13.
20. Vásquez-Castro E, Portella-Atamari J, Melendez D, Ramirez-Vilchez N, Delgado-Cotrina L. Evaluación del tiempo de exposición de una resina Bulk-Fill en preparaciones profundas. Rev Estomatológica Hered. 2022 ;32(1):30–5.
21. Christiani JJ, Acevedo ED, Rocha MT. Estabilidad de Color de Tres Resinas Nanohíbridas en Relación al Tipo Pulido Realizado. Int J Odontostomatol. 2023; (1):64–9.
22. Calza T, Carranza Astrada A, Bonnin C. La nanotecnología aplicada al desarrollo de resinas compuestas y sistemas adhesivos a esmalte y dentina. Reporte de un caso clínico. Methodo Investig Apl a las Ciencias Biológicas. 2018 ;3(3):78–82.
23. Rocha MG, Maucoski C, Roulet JF, Price RB. Depth of cure of 10 resin-based composites light-activated using a laser diode, multi-peak, and single-peak light-emitting diode curing lights. J Dent. 2022; 122:104141.

24. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. Clin Oral Investig. 2015;19(4):831–40.
25. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. J Prosthet Dent. 2002; 87(6):642–9.
26. Ogle O, Byles N. Nanotechnology in Dentistry Today. West Indian Med J. 2014.