



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESTUDIO IN VITRO DE LA RESISTENCIA FLEXURAL
DE LA RESINA: AURA BULK FILL® (SDI), VARIANDO
LOS TIEMPOS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

PRESENTA:

SOFÍA GONZAGA MARTÍNEZ.

TUTOR: Esp. BRENDA IVONNE BARRÓN MARTÍNEZ.

ASESOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA.

MÉXICO, Cd. Mx.

V.Bo
JG

V.Bo
2022



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

Dedico este trabajo a mis padres, quienes me dieron su amor único e incondicional.

A cada persona que conocí y ahora forman parte importante en mi vida.

A mis amigas: Gaby, Tania, Carmen, Stephanie, y a mis amigos: Edgar y Miki, quienes me alentaron a seguir durante este largo camino.

A mis hermanos José Alberto y Arturo, quienes estuvieron apoyándome moralmente, brindándome su ayuda y sabiendo que este logro mío también lo comparto con ellos.

“En esta vida hay dos vergonzosas frases que deben ser dichas sin importar qué... «Gracias» y «Lo siento»... Algún día, vas a decir esas palabras con lágrimas en tus ojos.” —Wei Wuxian

“Sé amable, porque todos los que conoces están peleando una batalla más difícil”.
—Platón

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, tengo que dar las gracias a mi tutora, la Esp. Brenda Ivonne Barrón Martínez. Sin su ayuda y dedicada participación en cada paso del proceso, este trabajo nunca se habría podido realizar, le agradezco de corazón. De igual manera me gustaría agradecerle enormemente a mi asesor el Mtro. Jorge Guerrero Ibarra, sus útiles consejos y sugerencias fueron de gran ayuda para mí durante la finalización de mi trabajo de investigación.

También me gustaría dar las gracias a la Esp. Mónica Peña Chávez, por la revisión de este trabajo, comentarios sobre el mismo y su dedicación durante esta etapa.

Quisiera agradecer a todos los docentes de la Facultad de Odontología de la UNAM, por haber compartido sus conocimientos a lo largo de mi formación como profesional.

Agradecimientos especiales al Dr. Julio Morales, al Dr. Carlos Padilla, a la Dra. Alma y al Dr. David por haberme brindado su apoyo y orientación para desarrollarme profesionalmente y como ser humano.

Por último, quisiera extender mi más sincero agradecimiento a todas las autoridades y Especialistas que hacen la División de Estudios de Posgrado e Investigación (DEPeI), por abrirme las puertas y permitirme realizar todo el proceso investigativo dentro del laboratorio.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	5
2. MARCO TEÓRICO	7
2.1. Historia de los Biomateriales	7
2.2. Resinas Compuestas.....	10
2.2.1. Historia	10
2.2.2. Definición	12
2.2.3. Composición de las resinas compuestas	13
2.3. Clasificación de las resinas compuestas	21
2.4. Resinas Bulk Fill (RBF).....	24
2.4.1. Composición	25
2.4.2. Clasificación	25
2.4.3. Características generales.....	26
2.5. Propiedades de las RBF	27
2.5.1. Resistencia a la flexión.....	27
2.6. Polimerización	29
2.6.1. Clasificación de acuerdo a su polimerización.....	29
2.6.2. Factores que influyen en la polimerización	30
2.7. Fases de la polimerización	32
2.8. Lámparas de fotocurado.....	33
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	38
4. JUSTIFICACIÓN.....	39
5. OBJETIVOS.....	40
6. TIPO DE ESTUDIO Y CRITERIOS.....	41
7. VARIABLES.....	42
8. HIPÓTESIS.....	43
9. METODOLOGÍA	44
10. RESULTADOS.....	54
11. DISCUSIÓN	55
12. CONCLUSIONES	56
BIBLIOGRAFÍA.....	57
ANEXOS.....	64

1. INTRODUCCIÓN

Las resinas compuestas han evolucionado significativamente desde su introducción a principios de la década de 1960, y la mayoría de los desarrollos se centraron en la tecnología de sus partículas de relleno. Estos análisis son de gran importancia, ya que las propiedades físicas de los composites dentales dependen en gran medida del tamaño de las partículas y del volumen de relleno.

Existen muchas técnicas para restaurar fragmentos de dientes dañados, por lo que los sistemas de restauración dental se han desarrollado rápidamente en los últimos años, lo que ha permitido un cambio significativo en la filosofía del tratamiento dental. Hoy estamos hablando del término "restauración mínimamente invasiva", es decir, estamos tratando de minimizar el desgaste del tejido durante la regeneración.

El precursor de esta evolución en la odontología adhesiva es M. Bounocore, quién en 1955 desarrolla la técnica de grabado ácido sobre esmalte. El siguiente gran cambio ocurre en 1962 con Ray Bowen que introduce el primer composite formado por dos fases químicas. Basado en este descubrimiento se han hecho modificaciones hasta llegar al momento actual, en el cual existen resinas compuestas, llamadas Bulk Fill, que se en bloque permitiendo así la restauración de dientes en la región posterior con tan solo una capa de 4-5mm de grosor; lo que aumenta de este modo su eficiencia en relación al tiempo empleado en la técnica convencional.

Las resinas Bulk Fill presentan aceleradores de polimerización y partículas de relleno que disminuye su contracción, permitiendo que el fotocurado logre alcanzar mayor profundidad y se reduzca el estrés en las paredes de la restauración. Además, presentan un mejor sellado marginal, lo que favorece a la disminución tanto de la sensibilidad post-operatoria, como del tiempo clínico.

Se han realizado estudios previos para analizar las diversas propiedades de las resinas compuestas tradicionales, aunque el uso de

resinas Bulk Fill puede ser prometedor, todavía se necesitan estudios para verificar sus propiedades físicas, químicas y citotóxicas.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Historia de los Biomateriales

La Odontología tiene como principal objetivo el cuidado dental o mejorar la calidad de vida del paciente. Este objetivo se logra a través de la prevención de enfermedades, el alivio del dolor, el aumento de la eficiencia de la masticación y la mejora de la dicción y la apariencia. Lograr muchos de estos objetivos requiere restaurar o alterar la estructura dental, es por eso que durante siglos el gran desafío ha sido el desarrollo y la selección adecuada de materiales biocompatibles, de larga duración además de soportar las condiciones adversas de la cavidad oral ⁽¹⁾.

Los antecedentes de la Odontología se remota al año 3500 a.C., cuando las afecciones dentales que causaban dolor e infección se trataban con materiales como arena, miel, arcilla, piedra y metal. Después se comenzaron a emplear coronas dentarias y en sustitución de la raíz, huesos, dientes de animales o de humanos, marfil, conchas marinas y cerámicas^(1,2).

La Odontología restauradora actual comienza en 1728 con el trabajo de Fouchard, en el cual describía una visión de la odontología como una profesión moderna. En 1792 Chamant patenta la construcción de dientes de porcelana, un siglo después en 1870 se introduce al medio dental las incrustaciones a base de porcelana cocida para el relleno de cavidades extensas. En 1895, G. V. Black describió una forma de preparación de las cavidades para obturación con amalgama de plata basadas en principios de ciencia de los materiales y de ingeniería, al mismo tiempo introduce mejoras en la aleación de plata en la amalgama, con lo que se conseguía menor expansión y mayor durabilidad de las restauraciones. De esta forma, se piensa que la investigación de materiales que pueden ser utilizados en la cavidad oral comenzó a través de la práctica experimental para determinar qué materiales son los más efectivos^(2,3).

Con forme la integración de los nuevos materiales se ha permitido diseñar instrumentos más livianos, resistentes, teóricamente más

ergonómicos, pero no necesariamente más eficientes. El oro, ha caído en desuso mientras que la amalgama, como material de restauración más utilizado, perdió su posición dominante hace décadas por la aparición de materiales de restauración del color de los dientes con buenas propiedades mecánicas y de duración clínica aceptable⁽⁴⁾.

En 1919 se produjo un gran avance en el conocimiento de los materiales dentales, debido a que la armada estadounidense solicitó a la oficina nacional de normatividad la evaluación y selección de las amalgamas para ser usadas en los servicios odontológicos federales. Con la invención de la amalgama fue cuando se empezó a tener bases científicas sobre los materiales y biomateriales dentales⁽⁵⁾.

Nueve años más tarde, la oficina nacional de normas se integra en la Asociación Dental Americana (ADA), dando lugar a los primeros consensos sobre los materiales dentales en Estados Unidos y en todo el mundo. Desde entonces la ADA, junto con las asociaciones de cada país, se compromete a investigar las características físicas y químicas de las sustancias que se usan⁵.

Por otro lado, la irrupción de las resinas acrílicas y su continuo desarrollo ha permitido, en esencia, dos cosas: el cambio de la idea de la retención mecánica (macromecánica) por la adhesión (retención micromecánica, idealmente química) y la posibilidad de disponer de materiales que mimetizan perfectamente la estética dental natural⁽⁴⁾.

Los antecedentes históricos de los biomateriales dentales y sus aplicaciones son escasos, aunque la práctica de la Odontología se remonta a miles de años. Como podemos ver, la Odontología actual ha evolucionado significativamente a partir de materiales dentales que han sido mejorados hasta alcanzar altos niveles en su complejidad y biocompatibilidad, especialmente en materiales restauradores⁽⁵⁾.

Sin la menor duda, la adhesión es responsable de las más importantes innovaciones producidas en el ejercicio de la Odontología en toda su historia, y particularmente durante la última mitad del siglo XX. El desarrollo de la

adhesión sigue simultáneamente dos rutas: la adhesión a los tejidos dentales (dentina y esmalte) y la adhesión a las estructuras artificiales (metálicas, cerámicas y poliméricas) que se utilizan en la elaboración de restauraciones directas o aparatos protésicos⁽⁶⁾.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Historia de los Biomateriales

La Odontología tiene como principal objetivo el cuidado dental o mejorar la calidad de vida del paciente. Este objetivo se logra a través de la prevención de enfermedades, el alivio del dolor, el aumento de la eficiencia de la masticación y la mejora de la dicción y la apariencia. Lograr muchos de estos objetivos requiere restaurar o alterar la estructura dental, es por eso que durante siglos el gran desafío ha sido el desarrollo y la selección adecuada de materiales biocompatibles, de larga duración además de soportar las condiciones adversas de la cavidad oral ⁽¹⁾.

Los antecedentes de la Odontología se remota al año 3500 a.C., cuando las afecciones dentales que causaban dolor e infección se trataban con materiales como arena, miel, arcilla, piedra y metal. Después se comenzaron a emplear coronas dentarias y en sustitución de la raíz, huesos, dientes de animales o de humanos, marfil, conchas marinas y cerámicas^(1,2).

La Odontología restauradora actual comienza en 1728 con el trabajo de Fouchard, en el cual describía una visión de la odontología como una profesión moderna. En 1792 Chamant patenta la construcción de dientes de porcelana, un siglo después en 1870 se introduce al medio dental las incrustaciones a base de porcelana cocida para el relleno de cavidades extensas. En 1895, G. V. Black describió una forma de preparación de las cavidades para obturación con amalgama de plata basadas en principios de ciencia de los materiales y de ingeniería, al mismo tiempo introduce mejoras en la aleación de plata en la amalgama, con lo que se conseguía menor expansión y mayor durabilidad de las restauraciones. De esta forma, se piensa que la investigación de materiales que pueden ser utilizados en la cavidad oral comenzó a través de la práctica experimental para determinar qué materiales son los más efectivos^(2,3).

Con forme la integración de los nuevos materiales se ha permitido diseñar instrumentos más livianos, resistentes, teóricamente más

Estas resinas tenían la característica de ser inestables en presencia del aire y agua, excelente estabilidad de color, sensibles a la humedad, lo cual inhibía la polimerización^(8,10).



Figura 1. Fotografía de un kit de resinas acrílicas, Sevrton⁽⁴⁷⁾.

Este tipo de resinas tienen un coeficiente de expansión y contracción térmica demasiado elevado, este problema se redujo con la adición de polvo de cuarzo para formar una estructura de material compuesto. Es como empieza la historia de las resinas compuestas, con los llamados materiales de obturación de resinas acrílicas reforzadas con vidrio, sílice, alúmina, diamante y hasta aleaciones de plata. Durante los años 50 dos productos típicos de transición usados fueron Bycor (The L.D. Caulk Co.) Usando un Polvo-Líquido, el primero contenía casi 40% de polvo fino de silicato y PF (Posterior Filling, American Consolidated Dental Co.), con aproximadamente 30% de vidrio de aluminosilicato. La introducción de partículas de relleno inertes fue un intento para reducir la expansión térmica, prevenir la microfiltración marginal y mejorar la resistencia. No tuvieron mucho éxito ya que las partículas de relleno ocupaban y reducían el volumen del polímero de resina sin estar adheridas (conectadas) al mismo^(1,8).

En 1955 Buonocore utilizó el ácido ortofosfórico (originalmente al 85%) para incrementar la adhesión de las resinas acrílicas en la superficie adamantina, aplicando por primera vez en Odontología. Tal procedimiento se

caracterizaba por revertir la poca o casi nula adhesividad natural del esmalte, dotándolo de un favorable potencial adhesivo en su superficie, como resultado de un proceso desmineralizador^(6,11).

Los nuevos compuestos comienzan en el año de 1962, cuando el Dr. Bowen R.L desarrolló y patentó su celebre monómero del bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA), tratando de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, cuyos monómeros permitían solamente la formación de polímeros de cadenas lineales. Bowen inició mezclando polvo de silicato con resina epóxica (Epon 828), creando un nuevo tipo de material restaurador. Más tarde en la Oficina Nacional de Normas (U.S. National Bureau of Standards, ahora National Institute of Standards and Technology) a comienzos del año 1970 combinó polvo vítreo de sílice con un monómero viscoso popularmente conocido por el acrónimo Bis-GMA (el relleno fue de aproximadamente 70%) y usó el sistema catalizador Amina-Peróxido de las resinas no rellenas^(1,8,11).

Estos primeros composites de curado químico exigían mezclar la pasta base con el catalizador con los consiguientes problemas derivados de la proporción, mezclado y estabilidad de color. La principal innovación del Dr. Bowen fue: el bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA) la resina dimetacrilato y un agente de conexión de silano orgánico que produce la adhesión entre las partículas de relleno y la matriz de resina^(1,11).

Desde ese entonces y hasta la fecha, las resinas compuestas han sido testigo de numerosos avances y su futuro es cada vez más prometedor, ya que se están investigando en prototipos para superar sus principales deficiencias, especialmente para disminuir la contracción de polimerización y el estrés asociado a esta⁽¹⁰⁾.

2.2.2. Definición

Un material compuesto o composite se define como el producto de la mezcla de dos o más componentes que difieren en forma, logrando así propiedades elevadas o intermedias que sus componentes individuales⁽⁸⁾. Anusavice (2004) define la resina compuesta dental como una gran densidad

de entrecruzamientos poliméricos, reforzados por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas u orgánicas y/o pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias a un agente de conexión⁽¹⁾.

2.2.3. Composición de las resinas compuestas

Básicamente, los composites dentales están compuestos por tres materiales químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica ^(10,11).

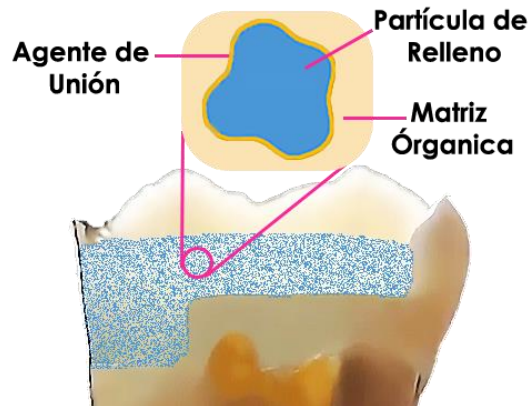


Figura 2. Esquema de la composición de una resina compuesta. Fuente propia.

Los componentes estructurales básicos de las resinas compuestas son^(1,8):

- ✚ Matriz
- ✚ Relleno
- ✚ Agente de conexión/unión
- ✚ Activadores
- ✚ Inhibidores o estabilizadores
- ✚ Material radiopaco
- ✚ Pigmentos

—Matriz orgánica o fase orgánica: la matriz orgánica de las resinas compuestas, está constituida básicamente por: un sistema de monómeros mono, di- o tri- funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres; un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable; un sistema de estabilizadores o inhibidores; por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a medio o largo plazo⁽¹¹⁾.

Los monómeros se pueden ver como la columna vertebral de la resina compuesta. El compuesto Bis-GMA ha sido más utilizado que los otros compuestos, porque presenta una estructura aromática que aumenta su rigidez, su fuerza compresiva y tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua⁽¹²⁾.

A principios de la década de 2000, se prestó más atención al desarrollo de la matriz orgánica, que hasta la fecha las resinas se habían basado exclusivamente en la química de los metacrilatos, más concretamente en el Bis-GMA (bisfenol A glicidil dimetacrilato), el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato), el Bis-EMA (bisfenol-A dimetacrilato etoxilado) y el UDMA (uretano dimetacrilato). Todas estas resinas se caracterizan por tener moléculas grandes, por lo que la contracción de polimerización es menor que la contracción de otros compuestos de moléculas pequeñas^(12,13).

El monómero base predominante utilizado en las resinas compuestas comerciales ha sido el Bis-GMA, que debido a su alta viscosidad se mezcla con otros dimetacrilatos, como el TEGDMA, UDMA u otros monómeros⁽¹⁴⁾.

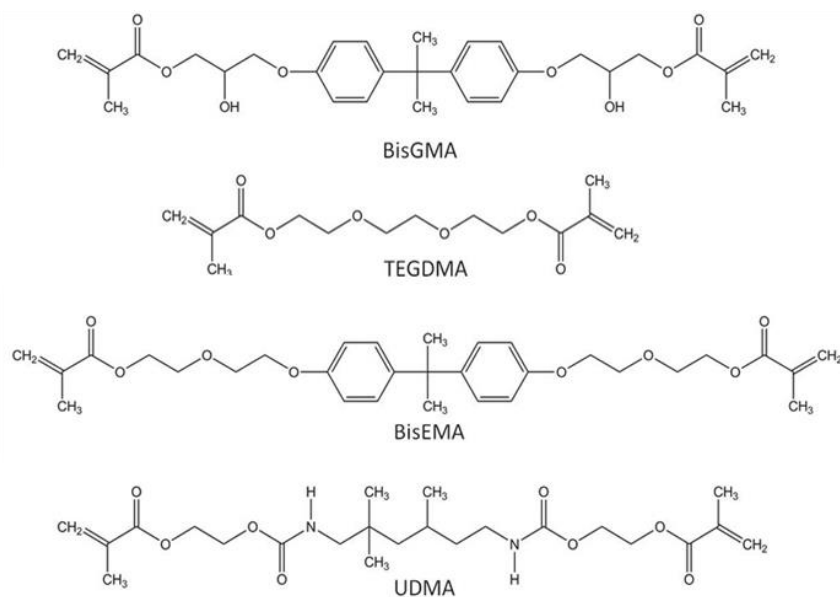


Figura 3. Estructuras moleculares de algunos monómeros utilizados en las resinas compuestas⁽⁴⁸⁾.

La evaluación de las propiedades mecánicas de las resinas compuestas se basa no sólo en la valoración de sus componentes inorgánicos (relleno), sino también de la matriz orgánica que contienen. Estos monómeros de metacrilato se caracterizan por tener grupos alqueno que contienen grupos funcionales de doble enlace carbono-carbono (C=C), lo que permite facilitar una rápida polimerización en cadena y entrecruzamiento de polímeros^{15,16}.

—Iniciadores: Son aquellas sustancias que inician la reacción química y son capaces de romper la doble ligadura del monómero para convertirse en polímero, para que se genere es necesario una activación química o energía de activación externa (luz visible, luz UV o calor)^(1,8).

Los monómeros de monometacrilato y dimetacrilato polimerizan mediante mecanismos iniciados por radicales libres, los iniciadores pueden usarse para resinas termocuradas, autopolimerizables y fotopolimerizables. Las combinaciones son posibles por ejemplo autopolimerizables y fotopolimerizables. En las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con una agente reductor, que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE),

y en las autopolimerizables el agente iniciador más comúnmente usado es el peróxido de benzoílo. La intensidad de la luz de curado es un factor clave en el uso de las resinas compuestas fotopolimerizables, y el logro de un curado completo es un reto en la práctica clínica^(1,8,11).

Otra forma común de polimerizar las resinas es a través de la aplicación de calor solo o en conjunto con fotocurado. Este procedimiento es bastante común en las resinas usadas en laboratorio para la fabricación de inlays y onlays⁽¹⁰⁾.

—Aceleradores: en los sistemas de resinas compuestas, es necesario utilizar una amina terciaria aromática que actúe como donador de electrón, tal como la N,N dihidroxietil-p-toluidina para que interactúe con el agente iniciador para producir los radicales libres necesarios, con el fin de iniciar la reacción de polimerización de la matriz orgánica. Algunas otras aminas también han sido utilizadas como activadores de la reacción, pero la dimetil-p-toluidina ha demostrado tener la ventaja de producir un compuesto con mayor estabilidad de color⁽¹²⁾.

—Activadores: son todos aquellos mecanismos utilizados para inducir el proceso de polimerización de los plásticos. Se clasifican de la siguiente forma⁽⁸⁾:

- Activadores térmicos: Calor
- Activadores químicos: Aminas terciarias
- Activadores fotoquímicos: Luz ultravioleta, luz visible

—Relleno o fase dispersa: los rellenos inorgánicos representan la fase dispersa de los compuestos a base de resina cuya naturaleza juega un papel importante en la determinación de sus propiedades físicas y mecánicas⁽¹⁷⁾.

Por otro lado, la evolución de la investigación se ha centrado principalmente en la reducción de la tensión y en la mejora de las propiedades físico-mecánicas, como la resistencia flexural y a la compresión, mediante la manipulación de ciertos factores como el tamaño, la forma y la concentración de los rellenos en las resinas compuestas. Ha habido muchos intentos de

mejorar las propiedades físico-mecánicas para adaptarse a las necesidades de cada dentista. Según varios estudios de investigación, el contenido de relleno juega un papel importante en la exposición de las diversas propiedades físico-químicas^(18,19).

Los rellenos actúan principalmente como refuerzo, ocupan la mayor proporción de peso en las resinas compuestas alrededor del 70-80% en peso. Sin embargo, los rellenos también reducen el coeficiente de expansión térmica, la sorción de agua y la contracción por polimerización, además se reportan trabajos donde utilizan óxidos metálicos como el bario, zinc o zirconio que aporta radiopacidad a la resina de impartir radiopacidad y mejorar las propiedades estéticas⁽²⁰⁾.

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido) produciendo partículas que tienen un rango de tamaño de 0.1 a 100 μm . Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de

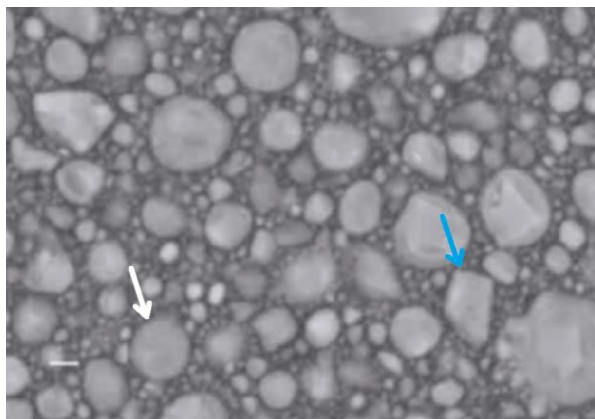


Figura 4. Microscopía Electrónica de Barrido (SEM) de una resina compuesta, se muestran partículas de relleno predominantemente de formas esféricas (flecha blanca) y algunos de formas irregulares (flecha azul)⁽²⁵⁾.

0,04mm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal)⁽¹⁰⁾.

—Agente de unión: el concepto de que dos materiales distintos pueden mantenerse unidos mediante un tercer material intermedio como agente de acoplamiento fue utilizado por primera vez por Platón para explicar cómo un universo formado por cuatro elementos (tierra, aire, fuego y agua) podía existir como un todo homogéneo. El uso de agentes de unión para mejorar la adhesión y compatibilidad de diversos materiales se ha considerado durante mucho tiempo de gran importancia en el desarrollo del campo de los materiales poliméricos. Una amplia gama de agentes de unión es eficiente para este propósito porque contienen dos grupos funcionales diferentes: uno que es atraído por la matriz polimérica y el otro que es captado por la superficie del relleno⁽²¹⁾.

El agente de unión se utiliza para combinar la fase de refuerzo (relleno) y la matriz orgánica. En las resinas a base de metacrilatos, el agente de unión más utilizado es el compuesto 3-metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPTS), es una molécula bifuncional porque contiene dos grupos funcionales en su estructura: un extremo que termina en un grupo organofuncional metacrilato para unirse a la resina y el otro extremo termina en un grupo mercapto o tiol (-SH) para unirse a la fase de refuerzo (relleno)^(22,23).

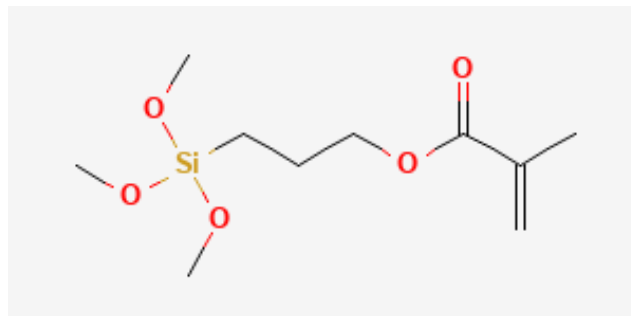


Figura 5. Esquema de la estructura molecular del 3-metacril-oxipropil-trimetoxi-silano⁽⁴⁹⁾.

Cuando el compuesto 3-metacril-oxipropil trimetoxi-silano entra en presencia de agua, su grupo metoxi se hidroliza a grupos silanol, (-Si-OH) que

se adhieren con otros grupos silanol de la superficie del relleno mediante una unión siloxano (-Si-O-Si-). Después los grupos metacrilato organosilano forman uniones covalentes con la matriz orgánica durante cuando se polimerizan, completando así todo el proceso de conexión⁽¹⁾.

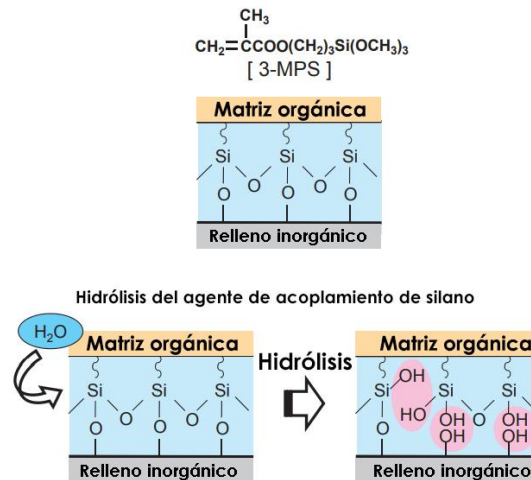


Figura 6. Esquema de la estructura molecular del 3-metacril-oxipropil-trimetoxi-silano⁽⁵⁰⁾.

Así mismo, el silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, pues establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz orgánica), para la fase más rígida (relleno). Además, estos agentes de acoplamiento previenen la penetración de agua en la interfase Bis-GMA / Partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina. Todas estas resinas se caracterizan por tener moléculas grandes, por lo que la contracción de polimerización es menor que la contracción de otros compuestos de moléculas pequeñas. Se han experimentado otros agentes tales como el 4-META, varios titanatos y zirconatos, sin embargo, ninguno de estos agentes demostró ser superior al MPTS^(10,11).

—Inhibidores o estabilizadores: son sustancias que se agregan con el objetivo de evitar la polimerización espontánea, como consecuencia maximiza la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química. Los inhibidores reaccionan con los radicales libres

mucho más rápido que los radicales libres reaccionan con el monómero. Con este propósito se emplean las quinonas como, por ejemplo^(1,8,11):

- Hidroquinona
- Éter monometílico de la hidroquinona

—Modificadores ópticos: para que las resinas compuestas tengan una apariencia natural, unas propiedades de tonos y translucidez semejantes a la estructura dental. La amplia gama de colores en resinas permite reproducir las estructuras dentales, es así que para obtener estas modificaciones se requiere la incorporación de pigmentos inorgánicos (óxidos metálicos)^(8,11).

La mayoría de los modificadores cromáticos que polimerizan con luz visible contienen pigmentos de óxidos metálicos suspendidos en una resina bis-GMA de baja viscosidad o en una mezcla de bis-GMA y dimetacrilato de uretano⁽²⁴⁾.

2.3. Clasificación de las resinas compuestas

Dentro de cada tipo de resina compuesta, estos se distinguen por las características del contenido de relleno y, en partícula por su tamaño. Las clasificaciones más comunes de los sistemas de compuestos de resina se han establecido de acuerdo a el tamaño, la forma, el porcentaje, la composición química y las técnicas de fabricación del relleno, o sus combinaciones, Sin embargo, el primer criterio ha sido el más utilizado ^(14,25).

Así, según el tamaño de las partículas de relleno, podemos distinguir:

- Macrorelleno

La resina compuesta de macrorelleno o la resina compuesta tradicional contiene relleno de cuarzo y vidrio de estroncio o bario. Fueron las primeras que se desarrollaron. Las partículas de relleno son de 10 a 100 μm . El término «macrorelleno» alude al tamaño relativamente grande de las partículas de la fase dispersa. Este tipo de resinas fue muy utilizada, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno las cuales son más resistentes. Debido a que tienen un tamaño relativamente grande, son difíciles de pulir y pueden hacer que el diente antagonista se desgaste durante el contacto ^(22,26).

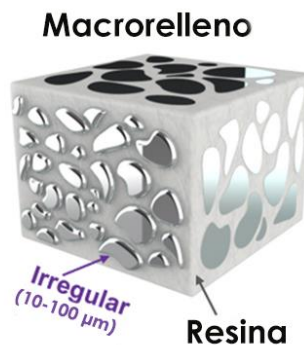


Figura 7. Esquema de una resina con macrorelleno ⁽¹⁵⁾.

- Microrelleno

Se desarrollaron a finales de 1970, este tipo de resinas tienen partículas de entre 0,04 a 0,2 μm . Utilizan sílice coloidal como relleno. Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente pequeñas, proporcionan un alto pulimento y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración. El aumento de la carga de relleno en la resina compuesta de microrelleno reduce la contracción de polimerización^(10,22).

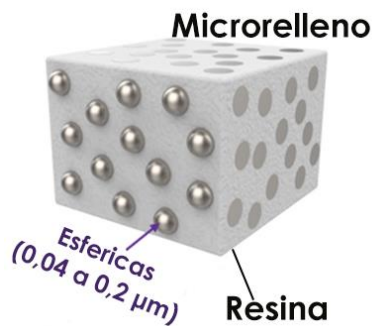


Figura 8. Esquema de una resina con microrrelleno⁽¹⁵⁾.

- Híbridas

Las resinas compuestas híbridas con una combinación de partículas de macrorelleno y microrelleno. Las casas fabricantes, al notar las desventajas de las resinas con macrorelleno, agregaron rellenos más pequeños, más redondeados, blandos y con una distribución de tamaño más apropiada. Cuando se introdujo por primera vez, tenía un tamaño de partícula de 15 a 20 μm y un tamaño de partícula de sílice coloidal de 0,01 a 0,05 μm ^(8,22).

Ésta combinación de macro y micropartículas confiere propiedades únicas a los materiales: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, fórmulas de uso universal tanto

en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia⁽¹⁰⁾.

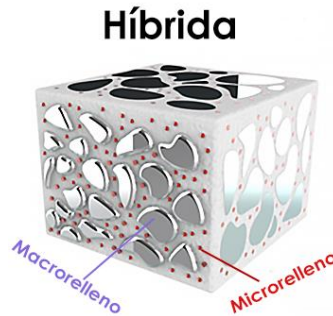


Figura 9. Esquema de una resina híbrida⁽¹⁵⁾.

- Nanorelleno

Las resinas compuestas de nanorelleno se han introducido en el mercado dental como producto de la tecnología de nanorelleno, produciendo resinas que tienen nanopartículas que presentan una dimensión de aproximadamente 25 nm y 75 nm. Las partículas de zirconio/sílice y nanosílice se utilizan como relleno, este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados. Los agregados son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina. El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrece alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbrida. La distribución del relleno (agregados y nanopartículas) ofrecen un alto contenido de carga de hasta el 79.5%^(10,22,27).

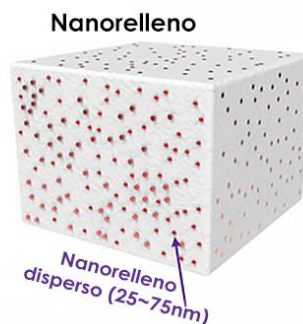


Figura 10. Esquema de una resina con nanorelleno⁽¹⁵⁾.

2.4. Resinas Bulk Fill (RBF)

Surefil® SDR® flow (Dentsply Caulk) apareció en el mercado en el 2010, convirtiéndose en la primera RBF de este tipo que promulgó la posibilidad de ser aplicada en incrementos de hasta 4 mm, surgió con el objetivo de disminuir la contracción de la polimerización y el tiempo de trabajo. Estas resinas inicialmente tenían una consistencia fluida para su uso como materiales base o revestimientos, que se complementan con una capa final de una resina compuesta convencional^(28,29).

Uno de los principales desafíos para el uso de las resinas consiste en combinar las propiedades mecánicas con una baja contracción de polimerización, ya que las fallas en la integridad marginal y las fracturas son los principales motivos de fracaso. Las restauraciones para dientes posteriores también siguen siendo técnicamente difíciles de realizar mediante la técnica de estratificación incremental. Recientemente, un nuevo grupo de materiales denominados resinas “Bulk Fill”, resinas de relleno único o en bloque, fueron introducidos en el mercado con la propuesta de simplificar la técnica incremental y optimizar el tiempo clínico^(30,31).

Esto se ha logrado para diferentes materiales comerciales a través de diferentes vías, que incluyen la optimización del sistema iniciador (nuevos fotoiniciadores o mayor concentración de fotoiniciadores convencionales), modificaciones en las partículas de relleno (rellenos más grandes o rellenos más translúcidos), o la inclusión de diferentes productos químicos en la composición⁽¹³⁾.

Las RBF están disponibles en baja viscosidad (fluidas) o alta viscosidad donde esta última se aplica a granel de 4 o 5 mm de espesor, según las instrucciones del fabricante. Para poder realizar incrementos de 4 mm de profundidad, se debe de utilizar la luz de polimerización con una intensidad de más de 1000mW/cm² por un tiempo de 20 segundos^(16,28).

El aumento de la profundidad de polimerización de las RBF es el resultado tanto de la translucidez de los materiales compuestos como del desarrollo de las partículas de relleno junto con la matriz orgánica⁽¹⁶⁾.



Figura 11. SureFil® SDR™ flow, material que representa una nueva categoría de resinas compuestas fluidas⁽⁵¹⁾.

2.4.1. Composición

El compuesto de relleno a granel tiene Bisfenol A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), aunque en algunos casos se reemplaza por monómeros de menor viscosidad, bisfenol A-dimetacrilato etoxilado (Bis-EMA) y dimetacrilato de uretano (UDMA). Tiene una matriz orgánica en un 1%, en cuanto a la cantidad de relleno, se han observado porcentajes menores a las resinas convencionales microhíbridas y nanohíbridas como vidrio de aluminio silicato, un isofiller, fluoruro de iterbio, óxido mixto esférico, aceleradores de polimerización (ivocerina) y filtros sensibles a la luz que permiten un curado de mayor profundidad ^(28,29,32).

2.4.2. Clasificación

Las RBF se clasifican de acuerdo a su alta o baja viscosidad^(29,33):

- ✚ RBF de viscosidad normal para ser usada como material de restauración directa. Los fabricantes indican el uso de este material en toda la cavidad, se ha recomendado, en algunos casos, la adición de

una última capa superficial de una resina compuesta tradicional para otorgar mejores propiedades estéticas.

- ✚ RBF de viscosidad fluida para ser usada como base cavitaria.
- ✚ RBF de viscosidad fluida activada sónicamente para ser usada como material de restauración directa.
- ✚ RBF de media viscosidad de polimerización dual. Son indicadas principalmente como reconstructores dentinarios y como material restaurador directo

2.4.3. Características generales^(29,34):

- Son más translúcidas que las resinas convencionales.
- Simplifica los procesos clínicos disminuyendo los pasos operatorios más aun en casos de preparaciones extensas.
- Se debe de utilizar la luz de polimerización con una intensidad de más de 1000mW/cm² por un tiempo de 20 segundos.
- Bajo grado de contracción por polimerización.
- Puede emplearse con diferentes técnicas de uso, se puede utilizar en restauraciones con una o dos capas, dependiendo de la clasificación del material en cuanto a la viscosidad.

2.5. Propiedades de las RBF

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material. Son las características o cualidades de las estructuras de los materiales y su estudio representa el análisis de cómo reacciona o se comporta el material ante diversos agentes. Además, el estudio de las propiedades posibilita establecer cuáles son las condiciones mínimas que debe tener un material para ser útil. De este modo es posible elaborar normas y especificaciones, que facilitan la distinción entre productos aceptables y no aceptables⁽¹⁾.

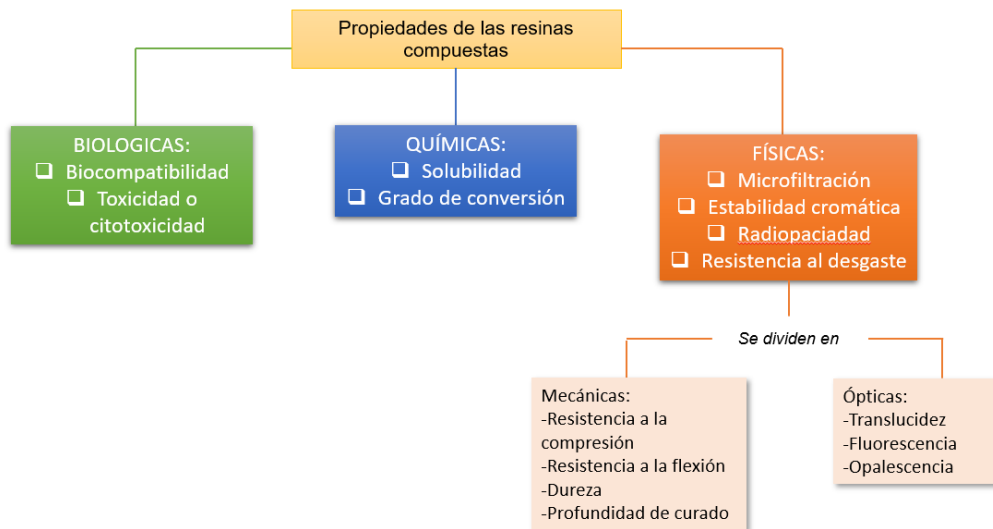


Figura 12. Esquema de las propiedades de las resinas compuestas⁽¹⁾.

2.5.1. Resistencia a la flexión.

Es la capacidad que ofrece un material de doblarse o flectarse frente a una fuerza en el centro del material y su máxima flexibilidad se obtiene cuando este se flexiona hasta fracturarse, esta es una propiedad mecánica significativa y más empleada en la comparación del desempeño de los materiales restauradores estéticos^(35,36).

Cuando se realiza una fuerza masticatoria se debe tener en cuenta las tensiones que tiene un material alcanza. En oclusión actúan fuerzas

aproximadamente alrededor de 70-90 Newton (N). Hay dos tipos de cargas: axiales y transversales^(37,38).

En esta prueba se aplica una fuerza vertical sobre tres puntos de una muestra; una fuerza superior sometida a compresión y dos inferiores sometidas a tracción hasta causar la fractura de la muestra que suele iniciarse en el lado que está en tensión. La resistencia a la flexión (σ) se calcula en Mega Pascales (MPa), usando la fórmula siguiente⁽¹⁹⁾.

$$\sigma = \frac{3FL}{2bd^2}$$

Donde:

- F : la carga máxima (Newtons),
- L : la distancia (milímetros) entre los soportes,
- b : la anchura (milímetros) de la muestra,
- d : el grosor (milímetros) de la muestra.

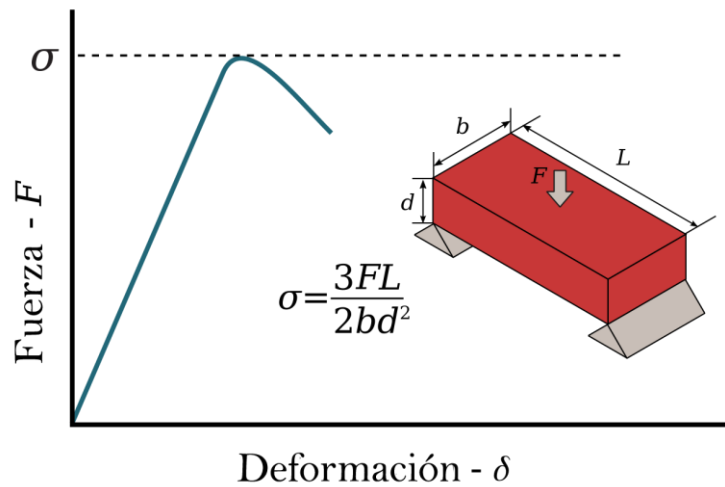


Figura 13. Esquema de la resistencia a la flexión⁽⁵²⁾.

La norma ISO 4049:2009 en su subíndice 5.2.9 establece que el valor mínimo de resistencia a la flexión de materiales de restauración a base de polímeros fotopolimerizables es de 80 MPa⁽³⁹⁾.

2.6. Polimerización

La polimerización es un proceso en el que los monómeros reaccionan entre sí para convertirse en polímeros. El calor, la luz y algunos agentes químicos pueden causar la descomposición o la separación del peróxido de benzoilo, dando como resultados radicales libres que inician la polimerización⁽¹²⁾.

Los monómeros utilizados en odontología: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, etc., son líquidos y como resultado de la polimerización se vuelven sólidos. Los monómeros pueden unirse mediante uno o dos tipos de reacción: polimerización en cadena y polimerización escalonada. El proceso de polimerización en cadena tiene tres fases^(1,12,40):

- ✚ Iniciación: necesita de una fuente de radicales libres, estos se generan por la activación de moléculas que producen radicales, empleando una segunda sustancia química (calor, luz UV, luz visible) o por la transferencia de energía de otro compuesto (Peróxido de benzoílo) que actúa como radical libre.
- ✚ Propagación: las moléculas de monómero se unen a los radicales libres formados en la etapa de iniciación y actúa como un nuevo centro de radicales libres. En este proceso empieza el crecimiento de grandes moléculas de polímeros.
- ✚ Terminación: al momento de la unión de dos radicales y es cuando se forma una unión intermolecular, resultando en la combinación de una cadena larga o también que exista la posibilidad de la formación de dos cadenas individuales, una con una unión doble y la otra saturada.

2.6.1. Clasificación de acuerdo con su polimerización

Cova (2010) las clasifica de acuerdo con el método de curado⁽⁸⁾:

- Autocurables o de curado químico: Se basan en el sistema peróxido-amina, y endurecen al mezclar la pasta y el catalizador.

La polimerización se produce en los grupos terminales metacrilatos de la molécula Bis-GMA, haciendo que una parte de la molécula no sea funcional.

- Fotocurables: Polimerizan en presencia de luz UV o luz visible, debido a la presencia de absorbedores de luz UV y luz visible que liberan radicales capaces de iniciar la polimerización o reacciona en cadena del Bis-GMA.
- Termocurables: su composición química es similar a los dos métodos de curado anteriores, el (iniciador) peróxido de benzoilo que se separa al ser expuesto al calor (activador) para formar radicales libres. Es utilizado para la fabricación de coronas, incrustaciones o puentes fijos.

Barceló & Palma (2015) mencionan la clasificación de acuerdo con la norma⁽⁹⁾:

- ❖ Tipo I. De reacción química o quimiopolimerizables (también llamadas autopolimerizables)
- ❖ Tipo II. De activación por energía externa de la luz o fotopolimerizables. Incluye las de polimerización dual.

2.6.2. Factores que influyen en la polimerización

Existen una serie de factores que van a intervenir en la polimerización de los composites, unos guardan relación con el material y otros, con el foco de luz. La completa polimerización del material está determinada por el grado de conversión de monómero a polímero, indicando la cantidad de grupos metacrilato que han reaccionado entre sí mediante un proceso de conversión^(11,41).

- ✚ Tiempo de polimerización: A su vez, depende de diferentes factores como el color del composite, la potencia de la lámpara, el espesor de la capa, las estructuras dentarias interpuestas y la cantidad de relleno del composite.

- ✚ Energía de curado: Para la obtención del proceso de polimerización hace falta que se genere un trabajo de una cierta cantidad de energía aplicada durante un tiempo determinado para que se logre la polimerización. En la práctica hace falta de 16 Joules (energía de curado), lo cual es producto de la intensidad de la lámpara medida en watts y el tiempo en segundos de aplicación; por ejemplo, una lámpara que produzca 400mW necesita de 40 seg. para producir los 16 Joules una de 800mW de 20 seg. y una de 1600mW de 10 seg.
- ✚ Color del material: Los tonos más oscuros requieren mayor tiempo de polimerización (60 segundos a profundidad máxima de 0,5 mm).
- ✚ Temperatura: Las resinas compuestas a temperatura ambiente polimeriza con mayor rapidez.
- ✚ Espesor de la capa del material: Se recomienda no polimerizar capas mayores de 2 mm de espesor.
- ✚ Tipo de relleno: Las resinas de microrelleno polimerizan peor que los de mayor carga.
- ✚ Distancia: La efectividad de la radiación lumínica es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia. Esto quiere decir, que si variamos la distancia entre la luz y la superficie a polimerizar existirán grandes pérdidas en la intensidad lumínica. Por tanto, deberemos de mantener la fuente luminosa lo más cerca posible del material de restauración.
- ✚ Calidad del foco de iluminación: Se debe utilizar una longitud de onda entre 400 y 500 nm. La intensidad de la luz debe ser igual o mayor de 600 mW/cm² para asegurar un mínimo de 400 en el primer incremento de composite en cavidades posteriores.
- ✚ Contracción de polimerización: Depende de la cantidad de la matriz orgánica.

2.7. Fases de la polimerización

La polimerización de los composites comienza con la aplicación de la luz, pero continúa mucho más tiempo después de haberla apagado. Por ello se diferencia dos fases una es la fase lumínica y una fase oscura, la fase lumínica de la polimerización pasa por tres fases⁽⁴²⁾:

- Fase pre-gel: La matriz de resina está en un estado plástico viscoso, la resina es capaz de fluir, significa que los monómeros pueden seguir moviéndose o deslizándose en una nueva posición sin la matriz de resina.
- Punto de gel: En la polimerización, se forman macromoléculas, de esta manera la resina compuesta se transforma en sólida. El punto gel es definido como el punto donde la fluidez del material no puede mantenerse por la contracción del mismo.
- Fase post-gel: En esta fase, el material está en un estado de elasticidad rígido, sin embargo, el material continúa contrayéndose. Cuando la contracción es limitada (por lo adhesivos) en esta fase ocurre el estrés traccional.

La segunda fase de la polimerización es la fase oscura: es aquella en la cual la resina sigue polimerizando, mejorando el grado de conversión. Comienza inmediatamente después de que se retire la luz y se pierde la iluminación cercana a la resina, y continúa por lo menos 24 horas después de haber desaparecido el estímulo lumínico, incluso en total oscuridad⁽⁴²⁾.

2.8. Lámparas de fotocurado

La mayoría de las lámparas de polimerización son dispositivos que contienen una fuente lumínica equipada con una guía rígida de luz y compuesta por múltiples haces de fibra óptica⁽¹⁾.

Con la llegada de las resinas compuestas fotopolimerizables de partículas medianas a principio de los 70 aparecieron al unísono las lámparas de fotocurado o fotopolimerización. Inicialmente, estas eran simplemente lámparas que emitían luz ultravioleta invisible, pero pronto fueron reemplazadas por el sistema de luz azul visible que conocemos hoy⁽⁴³⁾.

Las partes de una lámpara: Toda lámpara de fotocurado está compuesta de varios elementos como se muestra en la Figura 14.

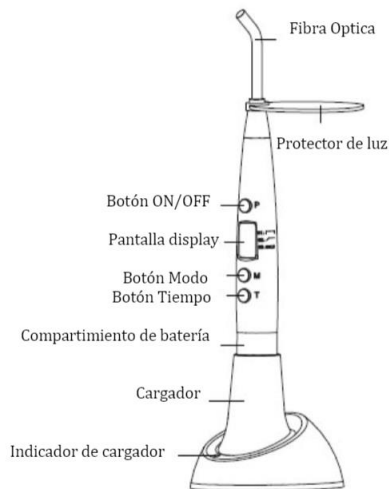


Figura 14. Partes de una lámpara de fotocurado⁽⁵³⁾.

Existen actualmente 4 sistemas que son los más populares para el curado de materiales dentales fotopolimerizables⁽⁴⁴⁾:

- ✚ Halógena de Cuarzo – Tungsteno (TQH), Halógena de Alta Intensidad (HHI)
- ✚ LED
- ✚ Plasma ARC (PAC)
- ✚ Láser

- Lámpara halógena

Así, pues, desde mediados de los 80 y hasta mitad de los 90, la principal fuente de iluminación utilizada fue la lámpara halógena, la cual sufrió una escasa evolución cualitativa durante ese período. La luz halógena convencional consistió en un filtro de 100nm de banda que oscilaba entre los 400 y los 500nm. El espectro de luz emitido por las lámparas halógenas provocaba la reacción del fotoiniciador (camforoquinona) y cuando esta se exponía a la luz en presencia de co-iniciadores (aminas), se formaban radicales, que abrían los dobles enlaces de los monómeros de resina, y se iniciaba la polimerización⁽⁴³⁾.

Estas lámparas producían luz blanca y para producir luz de una longitud de onda específica, esta debía ser filtrada. Como resultado, gran parte de esta radiación se desperdiciada⁽⁴⁴⁾.

Luz halógena de cuarzo-tungsteno (TQH) de alta intensidad (HHI): Utilizaban radiaciones electromagnéticas de luz visible que va de los 400 a 500 nm, la densidad de potencia era de 700-1700m W/cm², emiten más luz con el objetivo de disminuir el tiempo de exposición. La idea principal en el desarrollo de los sistemas de luz halógena de alta intensidad, fue el tener un menor tiempo de exposición para su polimerización, con una mayor profundidad de curado^(8,44).

- Lámparas de Arco de Plasma (PAC)

Estos dispositivos generaban un potencial eléctrico extremadamente alto entre dos electrodos de tungsteno situados en una cámara con un gas inerte (xenón) que sería ionizado y reflejado en el interior de una cámara, de tal modo que se generaba un haz de radiación concentrada de una intensidad que puede llegar a los 2400mW/cm². La luz blanca de alta intensidad se filtra para evitar el calor y para que solo emitiera luz azul (~400 a 500 nm)^(1,43).

- Lámparas de Láser Argón

El nombre de LASER deriva del nombre en inglés Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation. Estas lámparas tienen la mayor intensidad de luz que emiten en una única longitud de onda, usualmente emiten aproximadamente a 450-514nm^(1,8).

Estos sistemas presentan una salida de luz con una longitud de onda más específica y son casi calibrados para ser utilizados en materiales con Canforoquinona como iniciador; y por lo tanto, pueden no ser muy efectivos en sistemas con otro tipo de fotoiniciador⁽⁴⁴⁾.

- Lámparas LED

El sistema de polimerización llamado LED (Light Emitting Diode), proviene de las iniciales que se refieren a Diodos Emisores de Luz. Estos dispositivos generaron luz a partir de efectos mecánico-cuánticos. Son una combinación de dos semiconductores diferentes del tipo (n-estimulado y p-estimulado). Los semiconductores n-estimulados tienen un exceso de electrones mientras que los p-estimulados requieren electrones, resultando en la formación de espacios libres de electrones. Cuando estos dos tipos de semiconductores se combinan con un voltaje, los electrones del semiconductor n-estimulado se conectan con los espacios libres de electrones creados por el semiconductor p-estimulado⁽⁴³⁾.

Las ventajas de utilizar este tipo de sistemas es que no necesita la utilización de ningún filtro, usa un bajo voltaje para su funcionamiento y puede eliminar las alteraciones térmicas en las estructuras dentales y en la resina compuesta por tener una longitud de onda tan delimitada⁽⁴⁵⁾.

Estos sistemas de curado LED a pesar de ser muy convenientes, presentan una banda muy delgada de salida de radiación que generalmente es únicamente en el rango de 440 y 480 nm, son silenciosos ya que no necesitan ningún ventilador, las primeras generaciones tenían una potencia lumínica 400 mW /cm² después aparecieron las de segunda generación con

una potencia de 900 mW /cm² lo cual reducía el tiempo de exposición y finalmente las de tercera generación con un espectro entre 400-500 nm y una potencia lumínica >1,000 mW /cm² (8,43).

- Algunos productos comerciales⁽⁸⁾:
Allegro (Den-Mat)
Bluephase (Ivoclar/ Vivadent)
Radii (ISD)
SmartLite (Dentsply/Caulk)

Bluephase N® MC:

Este modelo se centra en los requisitos básicos de los procedimientos eficientes de fotocurado y garantiza un bajo mantenimiento y una operación continua en todo momento⁽⁴⁶⁾.

Indicaciones: Bluephase N® MC es la lámpara indicada para la polimerización de cualquier material dental de curado por luz; durante el curado, cubre un rango de longitud de onda de 430–490 nm. Los materiales incluyen materiales restauradores, agentes de unión/adhesivos, bases, recubrimientos, sellador de fisuras y materiales temporales, además de materiales de sellado para brackets y restauraciones indirectas, como las coronas de porcelana⁽⁴⁶⁾.

Selección del tiempo de curado: Al seleccionar el tiempo de curado, lea las Instrucciones de uso del material aplicado. Si se aumenta la distancia entre la fuente de luz y el material, el tiempo de curado deberá extenderse adecuadamente, en la Tabla 1 se indican los tiempos de fotopolimerización para diferentes materiales dentales⁽⁴⁶⁾.

Tabla 1. Tiempos óptimos de polimerización en diferentes biomateriales dentales⁽⁴⁶⁾.

Tiempo de polimerización		800 mW/cm ² ± 10%
Materiales restaurativos	Composites • 2 mm ¹⁾ IPS Empress Direct / IPS Empress Direct Flow Tetric EvoCeram / Tetric EvoFlow Tetric / Tetric Basic White / Tetric N-Ceram / Tetric N-Flow	15 s
	• 4 mm ²⁾ Tetric EvoCeram Bulk Fill / Tetric N-Ceram Bulk Fill Tetric Basic White	15 s 20 s
	Heliomolar / Heliomolar HB / Heliomolar Flow Todos los composites convencionales	20 s
	Compómeros ³⁾ Compoglass F / Compoglass Flow	40 s
Restauraciones indirectas/ Materiales de cementación	Variolink II Base ⁴⁾ / Variolink Veneer / Variolink N Base ⁴⁾ / Variolink N Clear Veneer / Variolink Ultra ⁵⁾ Dual Cement ⁵⁾ / Variolink II ⁵⁾	por mm de cerámica: 10 s/superficie
Adhesivos	AdheSE / Excite F / Tetric N-Bond / Tetric N-Bond Self-Etch / Te-Econom Bond	10 s
Materiales provisionales	Telio CS Link / System.link System.inlay/onlay / Telio CS Inlay/Onlay / Fermit / Fermit N Telio Stains Telio Add-On Flow	15 s/superficie 10 s 15 s 20 s
Varios	Helioseal / Helioseal F / Helioseal Clear Heliosit Orthodontic Vivaglass Liner	20 s
	IPS Empress Direct Color / IPS Empress Opaque MultiCore Flow / Multicore HB	30 s 40 s

1) Aplicar hasta un máximo de 2 mm si en las instrucciones de uso no recomiendan ninguna otra acción (como es el caso, ej. de colores de dentina)
 2) Aplicar hasta un máximo de 4 mm si en las instrucciones de uso no recomiendan ninguna otra acción (como es el caso, ej. de colores de dentina)

3) Aplicar a un grosor de capa máximo de 3mm
 4) Aplicar fotopolimerización (solo en pasta base)
 5) Aplicar a polimerización dual

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La odontología restauradora se ha establecido con éxito durante más de 200 años. Su crecimiento es producto de la demanda popular para tratar de controlar la enfermedad o epidemia de caries.

La resina compuesta se perfila actualmente como el material más utilizado por los odontólogos debido a la creciente demanda de pacientes que desean un tratamiento más estético. Las propiedades mecánicas son siempre una preocupación para el Odontólogo cuando se tiene que elegir el material de restauración.

Sabemos que actualmente los compuestos de resinas convencionales utilizan una técnica de relleno incremental para manejar la tensión de contracción, uno de los mayores inconvenientes que presentan estos materiales de restauración es la contracción de polimerización. Sin embargo, la formación de vacíos puede ocurrir entre cada capa de la resina.

Algunos estudios mencionan que las resinas compuestas Bulk Fill son resinas translúcidas que se pueden curar adecuadamente en capas gruesas, están indicados para dientes posteriores, con propiedades mecánicas adecuadas y un bajo grado de contracción de polimerización.

Esto nos hace cuestionarnos si estos nuevos materiales realmente cumplen con las propiedades adecuadas para soportar las cargas oclusales al ser fotopolimerizadas en capas de más de 4mm. Ya que normalmente omitimos leer las instrucciones de uso de los materiales, en donde el fabricante nos menciona las especificaciones para colocar este tipo de resinas, como: la profundidad de la cavidad, la longitud de onda que debe tener nuestra lámpara y cuantos segundos debemos fotopolimerizar dicho material.

Por lo que nos planteamos la siguiente pregunta de investigación:

¿El tiempo de fotopolimerización influye en la resistencia flexural de la resina Aura Bulk Fill®?

4. JUSTIFICACIÓN

La relevancia de este estudio está en poner a prueba la propiedad de flexión de la resina Aura Bulk Fill® (SDI), un material nuevo ya que no encontramos suficientes investigaciones sobre esta resina en específico. Sabemos que esta resina debe ser fotopolimerizada adecuadamente por lo menos por 20 segundos, sin embargo, al ser las resinas compuestas un material de restauración muy solicitado el Odontólogo tiene como opción utilizar las resinas Bulk Fill para reducir los tiempos en la clínica (sobre todo alumnos que cursan la carrera de Odontología) es por eso que al variar los tiempos de fotopolimerización podremos demostrar si hay algún cambio en la resistencia a la flexión de la resina Aura Bulk Fill® (SDI).

5. OBJETIVOS

Objetivo General:

- Comparar la resistencia flexural de la resina Aura Bulk Fill® (SDI) variando los tiempos de fotopolimerización.

Objetivos Específicos:

- Valorar la resistencia flexural de la resina Aura Bulk Fill® (SDI), fotopolimerizada con lampara LED Bluephase N® MC a una potencia de 700 mW/cm² durante 20 segundos.
- Valorar la resistencia flexural de la resina Aura Bulk Fill® (SDI), fotopolimerizada con lampara LED Bluephase N® MC a una potencia de 700 mW/cm² durante 10 segundos.
- Valorar la resistencia flexural de la resina Aura Bulk Fill® (SDI), fotopolimerizada con lampara LED Bluephase N® MC a una potencia de 700 mW/cm² durante 30 segundos.

6. TIPO DE ESTUDIO Y CRITERIOS

Tipo de estudio:

Estudio transversal, observacional y experimental.

Criterios de inclusión:

Muestras de 25x2x2mm de resina Aura Bulk Fill® (SDI), fotopolimerizada por 10 segundos.

Muestras de 25x2x2mm de resina Aura Bulk Fill® (SDI), fotopolimerizada por 20 segundos.

Muestras de 25x2x2mm de resina Aura Bulk Fill® (SDI), fotopolimerizada por 30 segundos.

Criterios de exclusión:

Cualquier otra resina compuesta que no cumpla con los criterios de inclusión.

7. VARIABLES

Variable independiente:

Resistencia a la flexión.

Variable dependiente:

Tiempos de exposición de la lampara LED.

8. HIPÓTESIS

Hipótesis (H0):

La resistencia a la flexión de la resina Aura Bulk Fill® (SDI) serán alterados si se modifican los tiempos de fotopolimerización.

Hipótesis (H1):

La resistencia a la flexión de la resina Aura Bulk Fill® (SDI) no serán alterados si se modifican los tiempos de fotopolimerización.

9. METODOLOGÍA

- **Materiales:**

Resina compuesta Aura Bulk Fill® (SDI) tono único universal, jeringa de 4gr.



- **Equipo:**

Lámpara de fotopolimerización Bluephase N® MC

Máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON

Hacedor de acero inoxidable de 25x2x2mm

Radiómetro

Estufa Polyscience

Estufa Felisa

Losetas de vidrio

Aceite de silicón

Microbrush tamaño fino 01

Espátula para resinas de teflón

Hoja de navaja

Cinta Mylar

Abrasadoras

Plantilla

Lija de agua grano 600

Guantes

Lentes de protección

- **Instrumental:**

Vernier digital Mitutoyo

Selección y tamaño de las muestras:

Se fabricaron 30 muestras de 25mm x 2mm x 2mm de resina compuestas Aura Bulk Fill divididos en 3 grupos

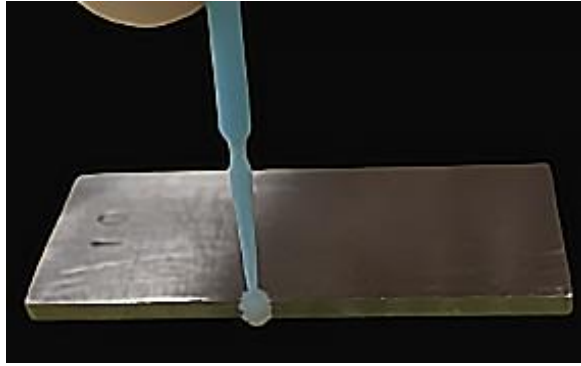
- Grupo control Resina Bulk Fill, fotopolimerizar durante 20 segundos
- Grupo 2 Resina Bulk Fill, fotopolimerizar durante 10 segundos
- Grupo 3 Resina Bulk Fill, fotopolimerizar durante 30 segundos

Método y preparación de las muestras:

1. Las muestras se fabricaron según la norma ISO 4049. Para su elaboración se utiliza un hacedor estandarizado que permite obtener moldes de 25 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de espesor respectivamente.



2. Con un microbrush de tamaño fino 01, se coloca un aislante, como aislante usaremos aceite de silicón, evitando así la adhesión de la resina al hacedor de muestras.

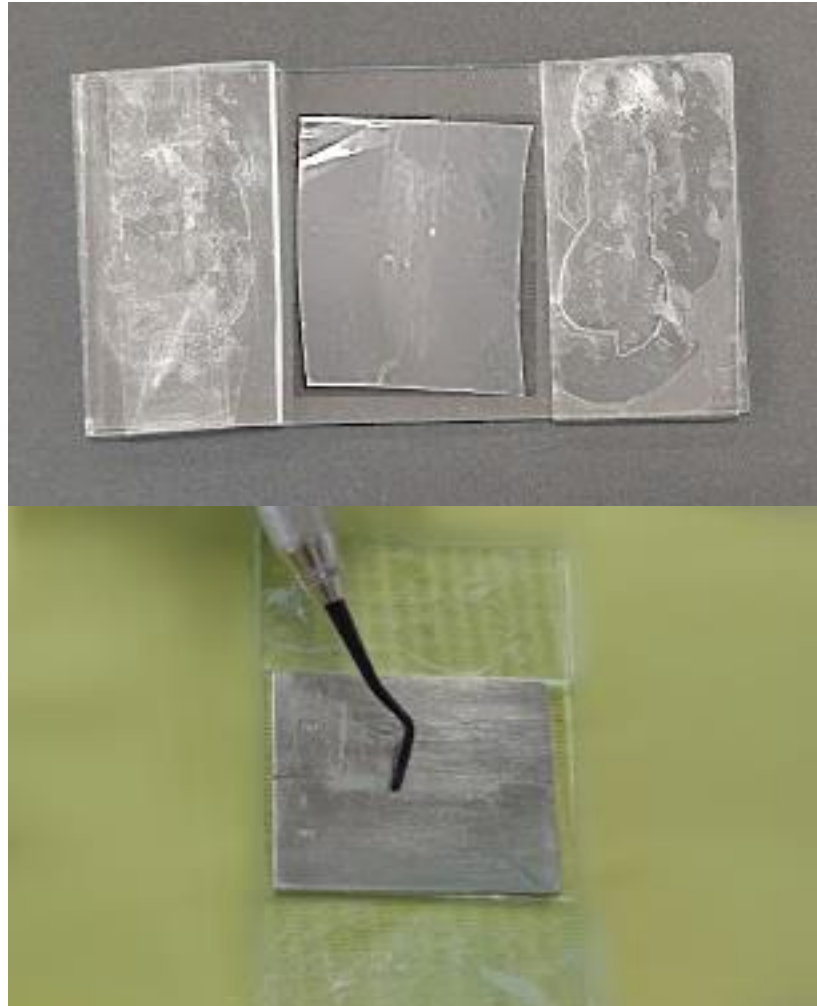


3. Medir la irradiación de la lámpara con el radiómetro.

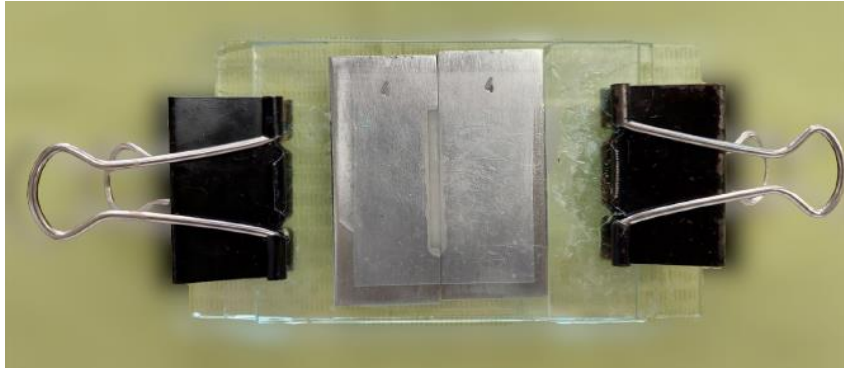


4. Colocar una cinta mylar sobre la loseta de vidrio, posteriormente se coloca sobre la cinta el molde de 25mm x 2mm x 2mm. Con la espátula para resina tomamos un poco de la resina (Aura Bulk

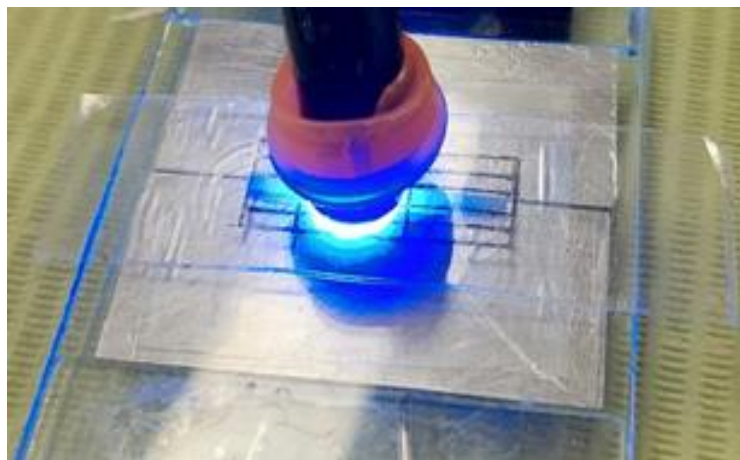
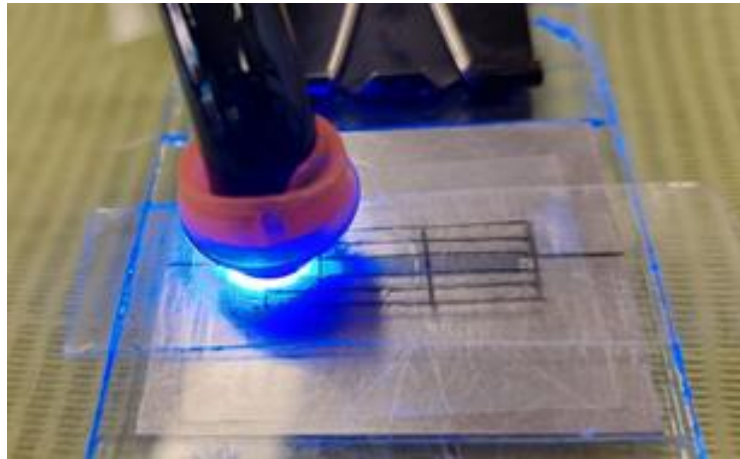
Fill®, SDI), el material fue compactado dentro de una matriz metálica poco a poco evitando la formación de burbujas.

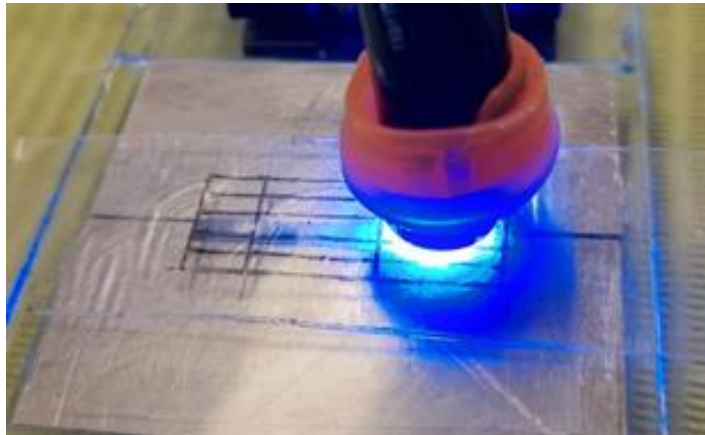


5. Se coloca cinta mylar sobre el molde de acero inoxidable, ya lleno de resina, y después una loseta de vidrio con la finalidad de ejercer presión sobre el material restaurador para obtener una superficie lisa y plana. En cada uno de los lados del molde se sujetaron las losetas con las abrazaderas.

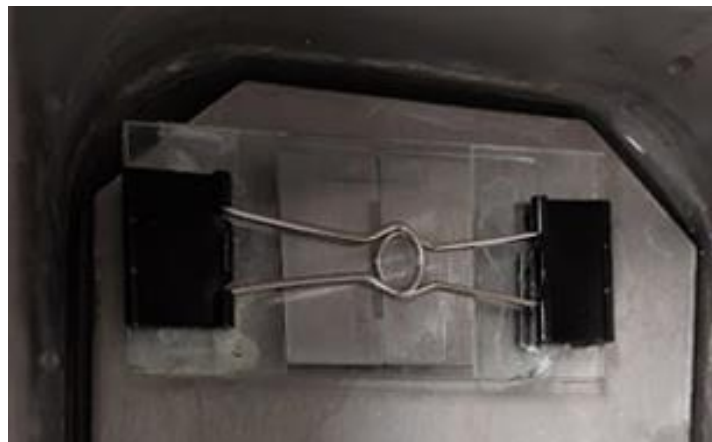


6. Una vez que la resina se coloca, se fotopolimeriza con la lámpara Bluephase N MC, para el fotocurado se coloca la lámpara en 3 puntos de la superficie con la punta en un ángulo de 90° siguiendo las medidas de la plantilla.

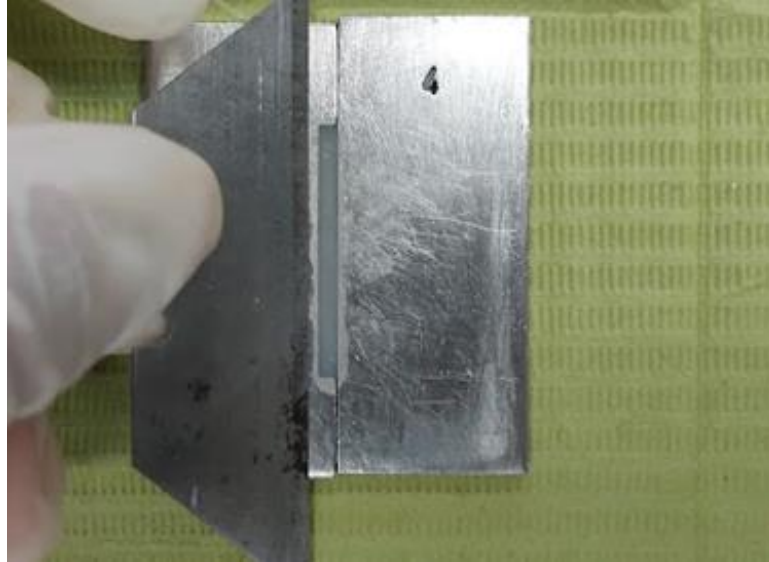


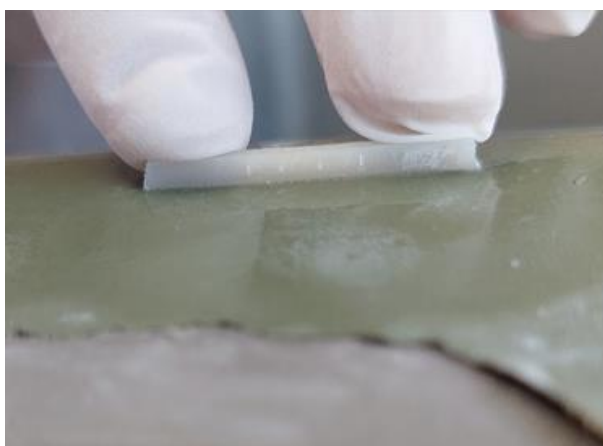


7. Se lleva la muestra a la estufa polyscience durante 15 minutos.



8. Apartamos las abrazaderas junto con la loseta y la cinta mylar. Se procedió a retirar los excedentes de resina con una navaja, una vez que se ha retirado la muestra del molde, eliminar los excedentes con una lija de agua de grano 600.





GRUPOS DE MUESTRAS	CARACTERÍSTICA	NÚMERO DE MUESTRAS
Grupo control resina Aura Bulk Fill®, SDI	Fotopolimerizados con luz LED con un tiempo de 20 segundos	10
Grupo 2 resina Aura Bulk Fill®, SDI	Fotopolimerizados con luz LED con un tiempo de 10 segundos	10
Grupo 3 resina Aura Bulk Fill®, SDI	Fotopolimerizados con luz LED con un tiempo de 30 segundos	10

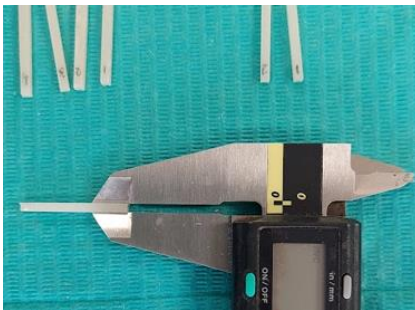
9. Una vez obtenidas las 30 muestras se procedió a etiquetarlas de acuerdo al grupo que corresponden para evitar confusiones al momento de las pruebas.



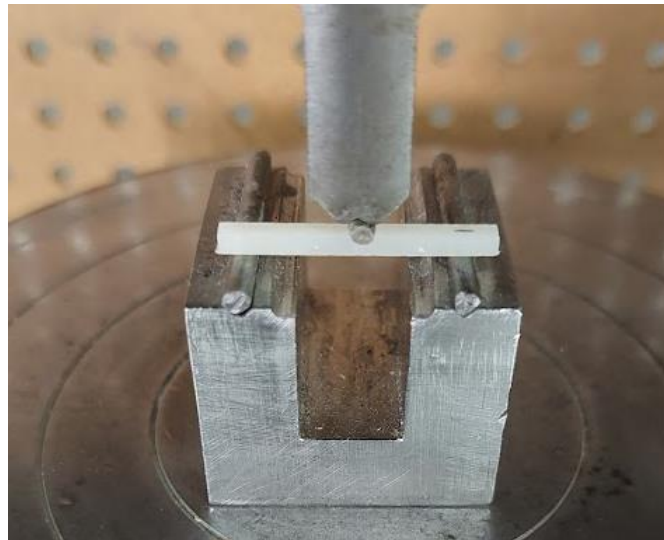
10. Se colocan en una gradilla con las muestras etiquetadas y se llevan al horno con humedad absoluta del 100% a 37°C durante 24 horas.



11. Después de las 24 hrs se mide el grosor y la anchura de cada una de las muestras con el Vernier digital Mitutoyo



12. Se comenzó con la prueba de la resistencia flexural de cada una de las resinas compuestas en la máquina Universal de pruebas mecánicas INSTRON a una velocidad de 1 mm/1min hasta su fractura, iniciando con el Grupo Control. De igual manera se realizó el mismo procedimiento para el Grupo 2 y Grupo 3 hasta finalizar con todas las pruebas.



13. Se registraron los datos obtenidos.

One Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook

Normality Test: Failed (P = 0.041)

Equal Variance Test: Passed (P = 0.779)

Group	N	Missing
20 segundos	10	0
10 segundos	10	0
30 segundos	10	0

Group	Mean	Std Dev	SEM
20 segundos	77.877	16.035	5.071
10 segundos	83.906	12.759	4.035
30 segundos	72.827	12.615	3.989

Power of performed test with alpha = 0.050: 0.134

The power of the performed test (0.134) is below the desired power of 0.800. You should interpret the negative findings cautiously.

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Treatments	2	615.319	307.659	1.594	0.222
Residual	27	5211.303	193.011		
Total	29	5826.621			

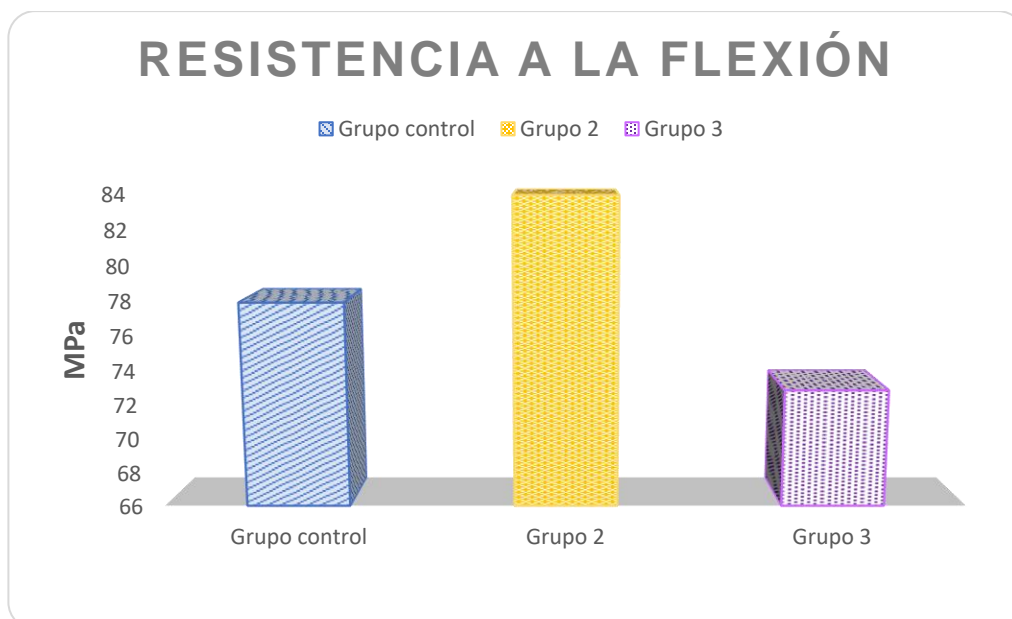
10. RESULTADOS

Los resultados fueron analizados estadísticamente con una varianza (ANOVA de una vía) a una $p=0.779$ y un Post-hoc de Tukey donde las muestras con mayor fuerza a la flexión fue el Grupo 1 fotopolimerizada a 10 segundos con una resistencia de 83.906MPa, con una desviación estándar de 12.759 y un coeficiente de variación de 4.035, no teniendo diferencias estadísticamente significativas con los demás grupos.

Así mismo el Grupo Control obtuvo una resistencia a la flexión de 77.877MPa al ser fotopolimerizadas durante 20 segundos, con una desviación estándar de 16.035 y un coeficiente de variación 5.071.

Y por último el que presento menor resistencia a la flexión fue el Grupo 3 con una resistencia de 72.827MPa, una desviación estándar de 12.615 y un coeficiente de variación de 3.989.

En la gráfica 1. se muestran los resultados de la resistencia a la flexión de los 3 grupos.



Gráfica 1. Resistencia a la flexión media (MPa) de la resina Aura Bulk Fill® (SDI) (N=30)

11. DISCUSIÓN

En este estudio se evaluó que la resina Aura Bulk Fill® (SDI) fotopolimerizada a 10 segundos presentó las propiedades más sobresalientes en cuanto a la resistencia flexural, con un valor de 83.906 MPa, mientras que el valor de las muestras que fueron fotopolimerizadas a 30 segundos fue de 72.827 MPa. De acuerdo con los valores establecidos por la norma ISO 4049 de resistencia flexural (80 MPa) los tres grupos de la resina Aura Bulk Fill® cumplen con ella, pero dado que son resinas indicadas para dientes posteriores con técnica de monobloque en este caso el grupo 2 (fotopolimerizado a 10 segundos) se acerca más a los valores establecidos.

Un estudio realizado por Mendonça, B.C. (2018) evaluaron el efecto de los tiempos de exposición en la resistencia a la flexión biaxial (BFS) y el módulo elástico de flexión (BFM) de dos materiales compuestos Bulk Fill. Utilizaron dos resinas compuestas bulk-fill, Tetric EvoCeram Bulk Fill (TEC, Ivoclar Vivadent) y Filtek One Bulk Fill Restorative (FOR, 3M) utilizando las unidades de fotopolimerización LED correspondientes (Bluephase Style y Elipar DeepCure-S). La activación de la luz se realizó en tres tiempos: siguiendo las recomendaciones del fabricante (1) utilizando un 50% de tiempo adicional (2) y el doble del tiempo sugerido por los fabricantes (3). Como resultado obtuvieron un aumento significativo en la resistencia a la flexión en la resina Bulk Fill cuando el tiempo de fotopolimerización fue el doble sugerido por los fabricantes, en comparación con nuestro estudio donde la resina que tuvo un aumento en la resistencia a la flexión fueron las muestras del grupo 2, fotopolimerizadas a menor tiempo del sugerido por el fabricante.

Estos datos pueden beneficiarnos ya que podríamos variar el tiempo de fotopolimerización de la resina Aura Bulk Fill® y al momento de hacer restauraciones en el sector posterior tenemos dificultades para fotopolimerizar, así que para acortar tiempo del paciente en los tratamientos podremos variar el tiempo de fotopolimerización de la resina.

12. CONCLUSIONES

Concluimos que la resina Aura Bulk Fill® (SDI)

- Sí presentó modificaciones de la resistencia a la flexión al modificar el tiempo de fotopolimerización.
- Los tres grupos cumplieron con la norma ISO 4049. Se observa un aumento significativo de la resistencia a la flexión en el Grupo 2 cuando la exposición a la luz de fotocurado es a 10 segundos.
- Se observó una disminución en la resistencia a la flexión en el grupo 3, aumentando el tiempo del recomendado por el fabricante (30 segundos).
- Las características y el tipo de lámpara que utilizamos también son factores importantes para el éxito de las restauraciones con la resina Aura Bulk Fill®.
- Hacen falta más estudios sobre esta resina para que sea un material económico de elección para los pacientes.

BIBLIOGRAFÍA

1. Anusavice K. PHILLIPS. Ciencia de los materiales dentales. 11a ed., España: ElServier; 2004. 143–144 p.
2. Fernández A, Córdova C. Materiales de restauración y su aplicación por parte de estudiantes de odontología. Revista Vive. 2018;1(3):147–53.
3. Leal Fonseca AP, Hernández Y. Evolución de la odontología. Oral [Internet]. 2016;17(55):1418–26. Disponible en: <http://dentistaenvalencia.es/?p=327>
4. Mallo L, Sanz J. Progreso en el arte y ciencia dental y bucal. Del ingenio a la tecnología. RCOE. 2004;9(6):667–81.
5. García SJ, Rodríguez FM, Vásquez RA. Conocimiento básico sobre Biomateriales Dentales de los Estudiantes de la Carrera de Odontología, UNAN, Managua, período Junio-Octubre 2020 [Internet]. [Managua]: Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua, Managua; 2021. Disponible en: <https://repositorio.unan.edu.ni/15838/1/15838.pdf>
6. Henostroza G, Borgia E, Busato AL, Cortsr JP, Costa CA, Edelberg M, et al. Adhesión en Odontología Restauradora. 20a ed. Curitiba: Maio; 2003. 454 p.
7. López Z, Pérez V. MATERIALES DENTALES DE RESTAURACIÓN. Rev Act Clin Med [Internet]. 2013;30:1498–504. Disponible en: http://www.revistasbolivianas.ciencia.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2304-37682013000300005&lng=pt.
8. Cova JL. Biomateriales Dentales. 2a ed. Venezuela: AMOLCA; 2010. 245–278 p.

9. Barceló FH, Palma JM. Materiales Dentales: conocimientos básicos aplicados. 5a ed. México: Trillas; 2015. 105 p.
10. Rodriguez G, Pereira S, Natalie A. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta odontol venez [Internet]. 2008;46(3):381–92. Disponible en: <https://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/art-26/>
11. Hervás García A, Angel M, Lozano M, Cabanes Vila J, Escribano AB, Galve PF, et al. Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. Med oral patol oral cir.bucal [Internet]. 2006 abr;11(2). Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1698-69462006000200023&lng=es.
12. Carrillo C, Monroy MA. Materiales de resinas compuestas y su polimerización. Rev ADM [Internet]. 2009;65(4):10–7. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2009/od094b.pdf>
13. Fugolin APP, Pfeifer CS. New Resins for Dental Composites. Vol. 96, Journal of Dental Research. SAGE Publications Inc.; 2017. p. 1085–91.
14. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. Dental Materials. 2011;27(1):29–38.
15. Cho K, Rajan G, Farrar P, Prentice L, Prusty BG. Dental resin composites: A review on materials to product realizations. Compos B Eng. 2022 feb;230:109495.
16. Cilingir A, Özsoy A, Mert-Eren M, Behram Ö, Dikmen B, Özcan M. Mechanical properties of bulk-fill versus nanohybrid composites: Effect of layer thickness and application protocols. Braz Dent Sci. 2019;22(2):234–42.
17. El-Banna A, Sherief D, Fawzy AS. Resin-based dental composites for tooth filling. En: Advanced Dental Biomaterials. Elsevier; 2019. p. 127–73.

18. Vandana S, Gowrish B, Mithra NH. Comparative evaluation of flexural and compressive strengths of Bulk-Fill composites. *International Journal of Advanced Scientific and Technical Research* [Internet]. 2017 ene;1(7):122–31. Disponible en: <http://www.rspublication.com/ijst/index.html>
19. Hiriotappa W, Kraisintu P, Somyhokwilas S, Tool Sriamporn A, Klaisiri A, Peampring C, et al. Comparison of Flexural Strength between Five Commercial Bulk-Fill Resin Composites. *Thammasat Medical Journal*. 2019;20(2).
20. Liu J, Zhang H, Sun H, Liu Y, Liu W, Su B, et al. The Development of Filler Morphology in Dental Resin Composites: A Review. *Materials*. 2021;14(19):5612.
21. Shokoohi S, Arefazar A, Khosrokhavar R. Silane coupling agents in polymer-based reinforced composites: A review. *Journal of Reinforced Plastics and Composites*. 2008;27(5):473–85.
22. Riva YR, Rahman SF. Dental composite resin: A review. En: *AIP Conference Proceedings*. American Institute of Physics Inc.; 2019.
23. Soto G. ADHESIÓN DEL SINGLE BOND USANDO SILANO EN LA CEMENTACIÓN DE POSTES DE FIBRA DE VIDRIO TRATADOS CON ÁCIDO FLUORHÍDRICO O SILANO. IN VITRO. [Internet] [Tesis]. [Perú]: UNIVERSIDAD NACIONAL FEDERICO VILLARREAL; 2010. Disponible en: <https://www.cop.org.pe/bib/tesis/GABRIELACHRISTIELSOTORO JAS.pdf>
24. Avendaño Ortega L. MODIFICADORES DE COLOR EN RESTAURACIONES ESTÉTICAS. [Internet] [Thesis]. [México]: Universidad Nacional Autónoma de México; 2008. Disponible en: <https://repositorio.unam.mx/contenidos/426308>
25. Ferracane JL, Palin WM. Effects of particulate filler systems on the properties and performance of dental polymer composites. En:

Non-Metallic Biomaterials for Tooth Repair and Replacement. Elsevier; 2013. p. 294–335.

26. Blanco J, Sanz C. Rehabilitación de la sonrisa mediante resinas compuestas. *Gaceta Dental* [Internet]. 2013;248:126–38. Disponible en: https://gacetadental.com/wp-content/uploads/OLD/pdf/248_CIENCIA_RehabilitacionSonrisaResinas.pdf
27. Hatrick CD. *Materiales dentales. Aplicaciones clínicas*. México: El Manual Moderno; 2012.
28. Rodríguez M del VA, Christiani JJ, Álvarez N, Zamudio ME. Revisión de resinas Bulk Fill: Estado actual. *RAOO*. 2018;58(1):55–60.
29. Corral Núñez C, Vildósola Grez P, Bersezio Miranda C, Alves Dos Campos E, Fernández Godoy E. Revisión del estado actual de resinas compuestas bulk-fill. *Revista Facultad de Odontología* [Internet]. 2015 jun;27(1). Disponible en: <https://revistas.udea.edu.co/index.php/odont/article/view/22830>
30. Eweis AH, Yap AU, Yahya NA. Comparison of flexural properties of bulk-fill restorative/flowable composites and their conventional counterparts. *Oper Dent*. 2020 ene 1;45(1):41–51.
31. Pereira T, Silva T, Gonçalves L, Reis NE, Siqueira E, Gonçalves S. Resinas compuestas “Bulk”: Propiedades físico-mecánicas con diferentes densidades de LED. *Revista de Operatoria Dental y Biomateriales* [Internet]. 2019 sep;8:13–9. Disponible en: <http://www.rodyb.com/resinas-bulk-propiedades-físicas>
32. Chole D, Khushal Shah H, Kundoor S, Bakle S, Gandhi N, Hatte N. In Vitro Comparison of Flexural Strength of Cention-N, Bulk-Fill Composites, Light-Cure Nanocomposites And Resin-Modified Glass Ionomer Cement". *IOSR Journal of Dental and Medical*

- Sciences (IOSR-JDMS) e-ISSN [Internet]. 2018;17:79–82.
Disponible en: www.iosrjournals.org
33. Durán Ojeda G, Tisi Lanchares JP. Restauración clase II MOD mediante uso de resina bulk-fill fluida y resina de estratificación natural: combinando fortalezas en una preparación extensa. *Revista Estomatológica Herediana*. 2022 abr 22;32(1):68–73.
 34. Filadelfo Silva M. RESINAS BULK-FILL: UMA NOVA REALIDADE PARA A RESTAURAÇÃO EM DENTES POSTERIORES BULK-FILL RESIN: A NEW REALITY FOR POSTERIOR TEETH RESTORATION. *Rev Fac Odontol Univ Fed Bahia*. 2020;50(3):77–90.
 35. Cruz I. COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DE UNA RESINA NANOHIBRIDA Y UNA RESINA TIPO BULK FILL. ESTUDIO in vitro. LIMA - PERÚ 2021 [Internet] [Tesis]. [Lima]: Universidad Privada Norbert Wiener; 2021. Disponible en: <https://hdl.handle.net/20.500.13053/6519>
 36. Taco R, Paulina D. RESISTENCIA FLEXURAL DE DOS MARCAS DE RESINA BULK FILL: ESTUDIO IN VITRO. [Internet] [Tesis]. [Quito]: Quito: UCE; 2016. Disponible en: <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/8260>
 37. Monteza SK, Loyola P, Córdoba MX, Castillo Z, Díaz C. Resistencia Flexural de una Resina Compuesta Nanohíbrida Sometida a Técnicas de Termopolimerización Adicional [Thesis]. Vol. 63, Pol. Con. [Ecuador]: Universidad Nacional de Loja; 2021.
 38. Quisiguiña SM, Zurita MK. Resistencia flexural y estabilidad de color en resinas híbridas y cerómeros empleadas en restauraciones indirectas. *Revista Eugenio Espejo*. 2020;14(1):95–104.
 39. International Standard Organization. ISO 4049:2009. Dentistry -- Polymer-based restorative materials. . 2009.

40. Kowalska A, Sokolowski J, Bociong K. The Photoinitiators Used in Resin Based Dental Composite-A Review and Future Perspectives. *Polymers (Basel)* [Internet]. 2021 feb 2;13(3):2–17. Disponible en: <https://doi.org/10.3390/polym130>
41. Estrada M, López Á, González E, Oviedo T. Dinámica de polimerización enfocada a reducir o prevenir el estrés de contracción de las resinas compuestas actuales. Revisión bibliográfica. *Av Odontoestomatol* [Internet]. 2017 [citado 2022 nov 12];33(6):263–74. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852017000600002&lng=es
42. Moradas M, Álvarez B. Dinámica de polimerización enfocada a reducir o prevenir el estrés de contracción de las resinas compuestas actuales. Revisión bibliográfica. *Av Odontoestomatol*. 2017;33(6):261–72.
43. Chaple AM, Montenegro Y, Álvarez J. Evolución histórica de las lámparas de fotopolimerización. *Rev haban cienc méd* [Internet]. 2016;15(1):8–16. Disponible en: <http://scielo.sld.cu>
44. Carillo C, Monroy M. Métodos de activación de la fotopolimerización Parte II. *Revista ADM*. 2009;65(5):18–28.
45. Regalado Camacho ES. RESISTENCIA FLEXURAL ENTRE DOS TIPOS DE RESINA TETRIC-N CERAM BULK FILL Y FILTEK BULK FILL 3M [Tesis]. Universidad de Guayaquil; 2019.
46. Ivoclar Vivadent. Bluephase N MC [Internet]. https://axiomadent.ru/sites/default/files/product_file/ivoclar-bluephase-n-mc-instruktsia.pdf. Disponible en: https://axiomadent.ru/sites/default/files/product_file/ivoclar-bluephase-n-mc-instruktsia.pdf
47. Health Museum of South Australia. Chemical: Acrylic Filling Material [Internet]. Disponible en:

<https://ehive.com/collections/5254/objects/600688/chemical-acrylic-filling-material>

48. Gajewski VES, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NRG, Boaro LCC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J.* 2012 oct;23(5):508–14.
49. National Center for Biotechnology Information. PubChem Compound Summary for CID 17318, 3-(Trimethoxysilyl)propyl methacrylate. [Internet]. PubChem. 2021. Disponible en: <https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/compound/3-Trimethoxysilyl-propyl-methacrylate>
50. Nihei T. Dental applications for silane coupling agents. *J Oral Sci.* 2016;58(2):151–5.
51. Inside Dentistry. SureFil® SDR™ flow Posterior Bulk Fill Flowable Base [Internet]. 2009. Disponible en: <https://www.aegisdentalnetwork.com/media/5887>
52. Nicoguardo. Wikipedia, la enciclopedia libre [Internet]. 2016. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Resistencia_flexional
53. Woodpecker. Manual de Instrucciones para LED.H (Lámpara de Fotocurado) [Internet]. Disponible en: <https://docplayer.es/10825538-Manual-de-instrucciones-para-led-h-lampara-de-fotocurado.html>

ANEXOS

Instructivo de la resina Aura BULK FILL®



aura bulkfill

MATERIAL RESTAURATIVO
ULTRA UNIVERSAL
INSTRUCCIONES DE USO

E
S
P
A
Ñ
O
L

INTRODUCCIÓN

aura bulk fill is a light cured, radiopaque, high strength, composite designed to eliminate time consuming layering for posterior restoration. The **aura bulk fill** has a 5mm depth of cure allowing fast and easy placement when restoring deep cavities.

INDICACIONES

- Restauraciones posteriores
- Reconstrucciones
- Reestructuraciones
- Técnica sandwich con ionómero de vidrio

CONTRAINDICACIONES

- Revestimiento pulpar
- No utilice el producto junto con materiales que contengan eugenol
- Alergias a los acrílicos

PROCEDIMIENTO DE APLICACIÓN:

PROCEDIMIENTO DE APLICACIÓN:

1. Aísle el diente.
2. Prepare la caries utilizando la técnica estándar para restauraciones de compuesto de resina.
Nota: Si se requiere protección de la pulpa, utilice hidróxido de calcio.
3. Aplique un adhesivo para dentina/esmalte como SDI Go! de acuerdo con las instrucciones del fabricante.
4. **Place aura bulk fill no more than 5mm thick.**
5. Fotocure cada incremento por lo menos durante 20 segundos (longitud de onda de 460 - 480nm, lámpara LED de fotocurado de alta potencia).
6. Finalice la restauración usando una técnica estándar.

Norma ISO 4049: La resistencia a la flexión de los materiales de restauración a base de polímeros determinada de acuerdo con 7.11 deberá ser igual o superior a los límites especificados en la Tabla 1.

Table 1 — Flexural strength

Restorative Materials		Flexural strength MPa minimum
Type 1	Class 1	80
	Class 2, Group 1	80
	Class 2, Group 2	100
	Class 3	80
Type 2 (including luting materials)	Class 1	50
	Class 2, Group 1	50
	Class 3	50