



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO, RESISTENCIA A
LA FLEXIÓN DE RESINAS CON Y SIN AUMENTO DE
TEMPERATURA.**

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:

JANET EUNICE MARTÍNEZ ALVAREZ

TUTOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO, Cd. Mx.

2023



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



INDICE

1.INTRODUCCIÓN	5
2. MARCO TEÓRICO	7
2.1 RESINAS COMPUESTAS.....	7
2.1.1 Antecedentes y definición	7
2.1.2 Composición	7
2.1.2.1 Matriz orgánica.....	8
2.1.2.2 Sistema de monómeros	9
2.1.2.3 Matriz inorgánica.....	9
2.1.3 Clasificación de las resinas compuestas	10
2.1.4 Indicaciones clínicas	14
2.1.5 Desventajas	15
2.1.6 Polimerización	15
2.1.7 Contracción.....	16
2.2 RESINAS DE NANORRELLENO	17
2.2.1 Definición	17
2.2.2 Ventajas.....	18
2.2.3 Desventajas	18
2.2.4 3M™ Filtek™ Z350 XT	18
2.2.5 Tetric N-Ceram	19
2.3 TÉCNICA DE RESINA PRECALENTADA.....	19
2.3.1 Antecedentes.....	19
2.3.2 Efecto del precalentamiento en las propiedades de la resina	20
2.3.2.1 Efecto del precalentamiento de la resina en su color	20
2.3.2.2 Efecto del precalentamiento de la resina en la conversión de monómeros	21
2.3.2.3 Efecto del precalentamiento en la microfiltración	22
2.3.2.4 Efecto del precalentamiento en la resistencia a la flexión	23
2.3.2.5 Efecto del precalentamiento en pulpa	23
2.3.3 Resina precalentada como material restaurador	24
2.3.4 Resina precalentada como agente cementante.....	24
2.4 PROPIEDADES MECÁNICAS	26



2.4.1 Resistencia a la flexión	26
2.4.2 Norma ISO 4049	26
2.4.2 Resistencia a la flexión de la resina.....	27
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	29
4. JUSTIFICACIÓN.....	31
5. HIPÓTESIS.....	32
5.1 Hipótesis de trabajo.....	32
5.2 Hipótesis nula.....	32
6. OBJETIVOS.....	33
6.1 Objetivo general	33
6.2 Objetivos específicos	33
7. MATERIAL Y MÉTODO	34
7.1 Criterios de inclusión	34
7.2 Criterios de exclusión	34
7.3 Variables	34
7.3.1 Variables dependientes:	34
7.3.2 Variables independientes.....	34
7.4 Universo de trabajo	35
7.5 Procedimiento	36
7.5.1 Material	36
7.5.2 Preparación de muestras de ensayo	37
7.5.3 Procedimiento de la prueba mecánica.....	40
8. RESULTADOS.....	42
9. DISCUSIÓN.....	46
10. CONCLUSIÓN	48
11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	49



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Composición de la resina compuesta, imagen tomada de internet(31).....	8
Figura 2Clasificación del tamaño de las partículas de una resina compuesta (imagen tomada de internet)(31).....	13
Figura 3 Propiedades microestructurales de la unión resina-diente a) Fractura marginal b) Unión deficiente c) Adaptación marginal d) Contracción e) Estrés por contracción. Tomada y modificada de internet	16
Figura 4 Clasificación de partículas de nanorrelleno (imagen tomada y modificada de internet)(31)	17
Figura 5 Aumento de fluidez de una resina al precalentarla (24).....	20
Figura 6 Proceso de cementación con resina precalentada. Imagen tomada de Magne Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. 2018 (32)	25
Figura 7 Resistencia a la flexión. Imagen tomada y modificada de Barceló F, Palma C. “Materiales Dentales; conocimientos básicos aplicados”. México: Trillas; 2003(1)	26
Figura 8. Máquina Universal de pruebas mecánicas. (Fuente propia).....	28
Figura 9. Abrazadera de vidrio y molde de acero #5 seleccionado para realizar las pruebas (fuente propia)	37
Figura 10. Realización de las muestras de resina (fuente propia)	37
Figura 11. Punta de la lámpara de fotocurado colocada sobre el portaobjetos (fuente propia).....	37
Figura 12. Primeras muestras clasificadas en grupos (fuente propia)	38
Figura 13 Muestra depositada en tubo de Eppendorf con agua destilada (fuente propia).....	38
Figura 14. Calentador de resina programado a 55°C con una jeringa de resina siendo calentada (fuente propia)	38
Figura 15. Muestras guardadas en tubos de Eppendorf colocadas en horno FELISA a 37±1°C (fuente propia)	39
Figura 16. Vernier calibrado para la medición de muestras (fuente propia)..	40
Figura 17 Muestra sobre lija de agua (fuente propia)	40
Figura 18. Muestra colocada en la máquina de pruebas universal para resistencia a la flexión (fuente propia)	41

1.INTRODUCCIÓN

Actualmente la resina dental representa uno de los materiales más utilizados en el campo de odontología restauradora gracias a sus cualidades estéticas y mecánicas, sin embargo, a lo largo del tiempo se han presentado desventajas importantes como prematura pigmentación, poca resistencia al desgaste, y lo más señalado en artículos de investigación, fracturas y microfiltración.

A través de los años han surgido nuevas modificaciones que le proporcionan al material diversos beneficios en sus propiedades mecánicas, siendo el aumento de relleno con partículas de diferente composición y de menor tamaño el cambio más significativo, esto proporciona a las resinas más viscosidad y con ello un incremento de resistencia a la fractura, mayor translucidez y un mejor pulido.

La mayoría de las resinas compuestas presentan una consistencia similar a la masilla, lo que la hace ideal para ciertas situaciones clínicas, sin embargo, surge la necesidad de tener una resina menos viscosa para mejorar la adaptabilidad a la pared de la cavidad y seguir conservando la estética.

Es así como surge el desarrollo de la resina fluida, en la cual se disminuye el material de relleno pero se conservan las propiedades que el tamaño reducido de las partículas nos brindan, nos proporciona ventajas como una alta capacidad de humectación de las paredes del diente, asegurando la penetración en irregularidades y una alta capacidad de formar capas de espesor mínimo, no obstante, debido a la reducción del material de relleno que, recordemos es factor importante para el mejoramiento de las propiedades mecánicas, las indicaciones clínicas restauradoras de las resinas fluidas se ven limitadas ya que no cumplen con la resistencia que los casos donde existe estrés mecánico requiere.



A raíz de la necesidad de un material que se adapte correctamente a la cavidad del diente y con ello mejore el sellado marginal, surge la opción de precalentar la resina compuesta para reducir la viscosidad asimilando a las resinas fluidas sin perder las propiedades que la cantidad de relleno brindan al material, de igual manera el precalentamiento de las resinas nos da lugar a una polimerización más homogénea y con ello la reducción de microfiltración.

En este estudio se compara la resistencia a la flexión de las resinas 3M™ Filtek™ Z350 XT y Tetric N-Ceram Ivoclar sin aumento de temperatura y sometidas a 1, 5 y 10 ciclos de precalentado, las pruebas se realizaron con la máquina universal de pruebas mecánicas con el fin de determinar si las propiedades físicas y mecánicas de la resina se ven afectadas al precalentarlas repetidamente.



2. MARCO TEÓRICO

2.1 RESINAS COMPUESTAS

2.1.1 Antecedentes y definición

En la década de 1950 los únicos materiales utilizados para restaurar de manera estética los dientes anteriores eran los silicatos, los cuales presentaban alta acidez y con ello causaban irritación pulpar por lo que posteriormente se empezaron a colocar resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA), las cuales se mezclaban con partículas de cuarzo para incrementar su resistencia, pero al igual que los silicatos, seguían careciendo de resistencia al desgaste, sufrían una alta contracción y aún no eran lo suficientemente estético ya que cambiaban de color rápidamente.(1–3)

A principios de la década de 1960 el doctor estadounidense Rafael L. Bowen decide reemplazar al monometacrilato (MMA) y crea la molécula Bis-fenol A glicidil dimetacrilato (Bis-GMA), una molécula orgánica polimérica que reduce los cambios dimensionales que los materiales estéticos de tiempos anteriores presentaban, la mezcla de esta molécula orgánica y de material inorgánico a través de un silano órgano funcional, logra aumentar la resistencia del material, y es a esto a lo que llamamos resina compuesta.(1)

2.1.2 Composición

El comportamiento clínico de las resinas depende de su estructura, ya que esto le brindara sus propiedades físicas, mecánicas y estéticas.

Las resinas compuestas se conforman de tres tipos de materiales químicamente distintos entre sí, la matriz orgánica, la matriz inorgánica, la cual es el material de relleno y un órgano silano (figura 1.) el cual sirve de agente de unión entre ambas matrices, gracias a que esta molécula posee en un

extremo grupos silánicos, los cuales crean la unión iónica con SiO_2 y del otro extremo grupos metacrilatos para la unión covalente con la resina. El agente de unión más efectivo y de uso actual es el metacril-oxi-propil-trimetoxi-silano.(4,5)

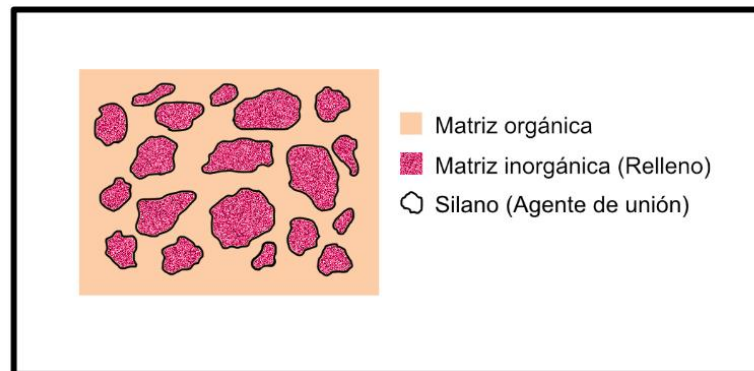


Figura 1. Composición de la resina compuesta, imagen tomada de internet(33)

2.1.2.1 Matriz orgánica

Está constituida por un sistema de monómeros que pueden ser mono, di- o trifuncionales; poseen un sistema iniciador de polimerización de los radicales libres, en el caso de las resinas fotopolimerizables es la canforoquinona combinada con un agente reductor la cual es una amina y en el caso de las resinas quimiopolimerizables en donde no es necesaria la luz para polimerizar, se utiliza peróxido de benzoilo en combinación con una amina terciaria aromática.

Poseen un sistema acelerador el cual actúa sobre el iniciador y permite que la polimerización se lleve a cabo en un tiempo clínicamente aceptable; para maximizar la durabilidad del material durante el almacenamiento antes de su uso como su estabilidad química tras la polimerización, cuentan con un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona; en último lugar, se componen de absorbentes de luz ultravioleta



por debajo de los 350 nm (2-hidroxi-4-metoxibenzofenona), lo cual provee estabilidad de color a mediano o largo plazo.(2,5)

2.1.2.2 Sistema de monómeros

Es considerado de alguna manera el pilar de la resina compuesta, estos deben cumplir con ciertos requisitos, como: biocompatibilidad, estabilidad química en el medio bucal, alta reactividad, vida útil larga y deben ser libres de sabor y olor. El Bis-GMA es el monómero más utilizado desde hace muchos años, pero a través del tiempo se ha utilizado solo o mezclado con el dimetacrilado de uretano, integrando aproximadamente el 20% de la resina compuesta. Se tiene estudiado que cuanto más bajo sea el peso molecular de los monómeros o de su mezcla, mayor será la contracción, es por ello que existen controladores de viscosidad o diluyentes, como el dimetacrilano de bisfenol A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilado (EGDNMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA), los cuales diluyen el peso molecular, facilitado el proceso de fabricación y manipulación clínica. (3,5)

2.1.2.3 Matriz inorgánica

Se compone de material de relleno, de acuerdo con los sistemas de resinas esta fase es de entre un 50% y un 84%. Algunos materiales utilizados como relleno son: cuarzo fundido, vidrio de aluminio-silicato, vidrio de boro-silicato, silicatos de litio y aluminio, fluoruros de Ca, vidrio de estroncio, vidrio de Zn y zirconio; los cuales le otorgan las propiedades físicas y mecánicas a la resina. La naturaleza del relleno, su vía de obtención y la cantidad de material incorporada determinarán las propiedades mecánicas, por lo cual ha sido un objetivo primordial incrementar el porcentaje de este relleno y mejorar la calidad del mismo, de esta manera se reduce el coeficiente de expansión térmica, disminuye la contracción, proporciona radioopacidad, mejora la



manipulación e incrementa la estética con la alta capacidad de pulido y translucidez mejorada.(1,4,5)

2.1.3 Clasificación de las resinas compuestas

La clasificación más conocida y aceptada en el campo odontológico es la propuesta por Lutz y Phillips, ellos clasifican a las resinas compuestas según el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, las cuales se dividen en: macro relleno, partículas de 0,1 a 10 μ m, micro relleno, partículas de 0,04 μ m y composites híbridos, los cuales se componen de partículas de ambos tamaños. También es bastante popular la clasificación de Willems, quien evalúa el porcentaje en volumen del relleno, el tamaño de las partículas principales, el módulo de Young, la rugosidad superficial y la fuerza de compresión. (6)

Recientemente se ha incorporado a la clasificación las resinas de nano relleno y nano híbridas.

Podemos clasificar a las resinas de la siguiente manera: (4)

- Cronológicamente
- Por método de polimerización
- Por composición de la matriz orgánica
- Por el contenido de vidrios de refuerzo y tamaños promedio
- Por su viscosidad o densidad

Primera generación: Estas resinas fueron las primeras utilizadas en dientes anteriores, pero actualmente están en desuso. El material de relleno representa el 70%-85%de la resina, y la fase orgánica está formada por Bis-GMA; el tamaño de las partículas es grande, de 8-10 micrómetros, en forma de esferas y prismas. Estas partículas son llamadas macropartículas. (3,4,7)



Segunda generación: La fase orgánica aumentó al 50% de la composición, el material de relleno se disminuyó a 35%-50%; el tamaño de la partícula es de 0.04 micrómetros, y las partículas son llamadas micropartículas, el tamaño reducido de estas le proporcionó mejor capacidad de pulido para lograr un terminado más estético y similar a la textura del esmalte. Sin embargo la disminución del volumen de relleno hace que el compuesto tenga propiedades físicas más deficientes, se vuelve más débil, genera mayor contracción a la polimerización, y es menos resistente al desgaste.(5,7)

Tercera generación: En esta generación se mezclan micropartículas con macropartículas y es a lo que se le conoce como compuesto híbrido. El tamaño de las partículas varía entre 0.1 y 3 μm . La combinación de los dos tamaños de partículas da resultado a un material resistente y de buen pulido.(4)

Cuarta generación: Resinas con alto contenido de relleno, siendo éste vidrios cerámicos y vidrios metálicos, fueron diseñadas para restauraciones posteriores. Se les conoce como resinas de alta densidad. (4)

Quinta generación: En esta generación las resinas fueron diseñadas para realizar técnica indirecta, en donde era procesada con calor y presión, combinadas con luz. Posteriormente esta resina fue reemplazada por los poli vidrios.(4)

Sexta generación: A las resinas contemporáneas, las cuales han tenido modificaciones a lo largo del tiempo en su formulación de polímeros reforzados, obteniendo así mejora en sus propiedades mecánicas y estéticas se les conoce genéricamente como resinas compuestas microhíbridas. El material de relleno constituye el 60% o más del material, y el tamaño de sus



partículas es de 0.6-1 μm combinado con sílice coloidal de 0.04 micrómetros.(3,4,7)

Clasificación por método de polimerización

Resina autopolimerizable: Está compuesta por iniciadores y activadores químicos, su polimerización es química. Su presentación es en dos pastas, puede ser en frascos, jeringas o cartuchos. (7)

Estas se basan en un sistema peróxido-amina y polimerizan al mezclar la pasta base y el catalizador.(3)

Resina fotopolimerizable: requiere una energía radiante, luz ultravioleta o luz visible.

El 0.05% de este tipo de resina está constituido por fotoiniciadores, estos se agregan con el fin de prevenir modificaciones futuras en el color, canforoquinonas, fenilpropanodionas (PPD), óxido monoacilfosfina (MAPO), óxido bisacilfosfina (BAPOP), Trimetil Benzoil Difenil del óxido de fosfina (TPO) .(4)

Resina dual: Es un sistema de dos pastas, contiene iniciadores y fotoactivadores y en menor proporción partículas activadas por medios químicos. Su polimerización es química y foto combinada. Al ser polimerizable por ambos métodos, brinda beneficios clínicos ya que logra polimerizar químicamente donde no llega la luz y asegura un asentamiento completo. (5,7)

Clasificación por su composición química:

Resinas compuestas con Bis-GMA, Resinas con BIS GMA modificadas, resinas compuestas de uretanos-diacrilatos, resinas compuestas de cianoacrilatos.(4)

Clasificación por tamaño de partículas:

Macrorrelleno 10 a 100 micrómetros.

Midirrelleno 1 a 10 micrómetros.

Minirrelleno 0,1 a 1,0 micrómetros.

Microrrelleno 0,01 a 0,1 micrómetros

Nanorrelleno 0,005 a 0,01 micrómetros.(4)

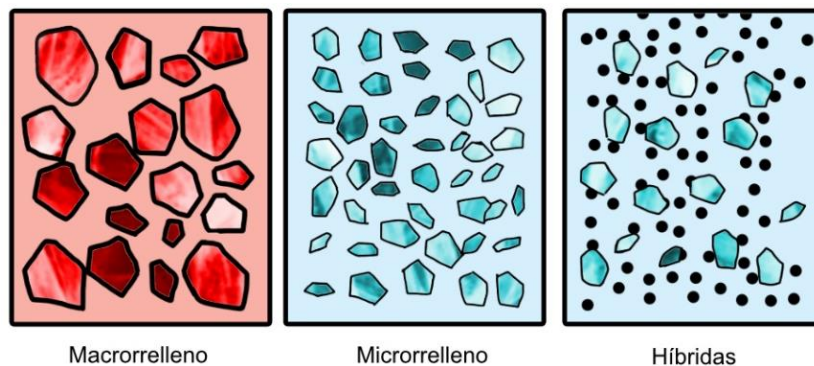


Figura 2 Clasificación del tamaño de las partículas de una resina compuesta (imagen tomada de internet)(33)

Clasificación de acuerdo con la consistencia

De acuerdo con la fluidez o viscosidad de la resina, estas pueden clasificarse en:

Resinas compuestas fluidas: Son resinas de baja viscosidad fotopolimerizables, relleno inorgánico cerca de 40%. Debido a su fluidez, se adaptan bien a las paredes de la cavidad y logran penetrar en irregularidades creadas por las mismas fresas.(4,7)

Resinas compuestas compactables o empacables: Son resinas muy viscosas que contienen un alto volumen de partículas de relleno, alrededor de 70%, esto



disminuye la capacidad de mojamiento de las paredes y de igual manera evita que se adhiera material al instrumento con el que se manipule.(7)

2.1.4 Indicaciones clínicas

Las resinas compuestas se utilizan en el área restauradora como material de obturación en dientes anteriores y posteriores, ya sea dentición temporal o permanente, se usa en la reconstrucción de dientes fracturados, en presencia de erosión, en carillas de dientes anteriores, se pueden utilizar como base, como agente cementante en puentes Maryland; también son utilizadas en ortodoncia para la cementación de los Brackets. (3)

Dentro de los usos de las resinas en dientes posteriores, podemos señalar los siguientes:

Cuando el paciente desee un material estético, en obturaciones clase I y en selladores de fosetas y fisuras, restauraciones de cúspides fracturadas en premolares y algunos molares, al reemplazar obturaciones extensas de amalgamas, restauración temporal de dientes no vitales, en odontopediatría, odontología geriátrica y en superficies oclusales fracturadas o erosionadas(3)

Indicaciones de las resinas según sus características:

Resinas de microrelleno:

- Cavidades Clase IV de poca extensión
- Para corrección de diastemas
- Realización de carillas a mano alzada
- Cavidades clase III y V(3)

Resinas compuestas híbridas:

- Restauraciones en dientes posteriores



- Reparación de porcelanas(3)

Resinas Fluidas:

- Reparación de márgenes
- Reconstrucción de bordes incisales
- Liner cavitario
- Cementación de carillas de porcelana
- Cavidades clase III,IV y V(3)1

2.1.5 Desventajas

La gran parte de los problemas que presenta el uso de las resinas compuestas como material restaurador se resume en los siguientes puntos:

Sensibilidad postoperatoria

Dificultad para obtener un buen sellado marginal

Poca resistencia al desgaste

Poca durabilidad de la restauración (3)

2.1.6 Polimerización

Los polímeros son producto de muchos monómeros juntos en conexión y repetición, pueden ser de un solo tipo de monómero o una mezcla de distintos tipos de monómero. En las resinas, los monómeros contienen por lo menos un carbón con doble unión y se transforman en polímeros y copolímeros para el uso de sistemas de iniciación.

La polimerización es la conversión de oligómeros y monómeros de una matriz de polímeros que puede ser iniciada de distintas maneras y medios para la formación de radicales libres.

Cuando se polimerizan juntos dos o más monómeros, esto se conoce como copolímero y sus propiedades físicas están relacionadas a la unión entre ellos, así como a los monómeros por si solos.(8)

En la conversión de monómero a polímero, la resina pasa al menos por 4 etapas importantes:

Activación, iniciación, propagación y terminado.

2.1.7 Contracción

Al ocurrir la polimerización, se presentan dos fenómenos en la resina, se desarrollan las propiedades mecánicas óptimas del material y la contracción por polimerización, generando estrés. La contracción es el resultado de la conversión de monómero a polímero, es una reducción del volumen de la masa de la resina. Este fenómeno es inevitable ya que es inherente de las resinas dentales, sin embargo, la cantidad de contracción que se presenta está directamente relacionada con la cantidad de relleno inorgánico, su composición y el grado de conversión, por lo que, a menor cantidad de resina en el compuesto, la contracción es menor. La tensión que se genera por la contracción del material y su reducción de volumen es causa de uno de los principales problemas que presenta este material estético en la actualidad, la microfiltración, lo que puede provocar pigmentación marginal, sensibilidad postoperatoria y caries secundaria. (Figura 3.) (9)

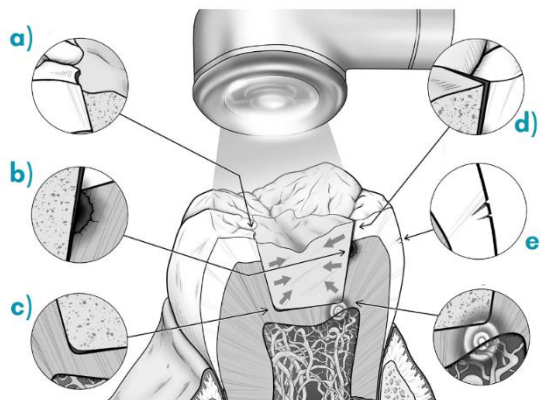


Figura 3 Propiedades microestructurales de la unión resina-diente
a) Fractura marginal b) Unión deficiente c) Adaptación marginal
d) Contracción e) Estrés por contracción. Tomada y modificada de internet

2.2 RESINAS DE NANORRELLENO

2.2.1 Definición

Con la nanotecnología aparecen nuevas fórmulas de resina compuesta, llamadas resinas de nanorelleno y resinas nanohíbridas, estas utilizan partículas nanométricas en la conformación de su fase inorgánica. Las resinas nanohíbridas son las más populares y utilizadas ya que mejora la calidad de relleno al incorporar nanopartículas combinadas con nanoclusters (partículas de zirconio/silice o nanosilice) (figura 4.) para mejorar sus propiedades mecánicas, químicas y ópticas (5,10)

“Un nanómetro corresponde a 1/10.000.000.000 de metro 1×10^{-9} , es decir, la diez mil millonésima parte de un metro. Corresponde a la milésima parte de un micrómetro.” (4)

Denominamos compuesto nanohibrido a todo híbrido que contenga silice pirogénica de 0.04 μm (3)

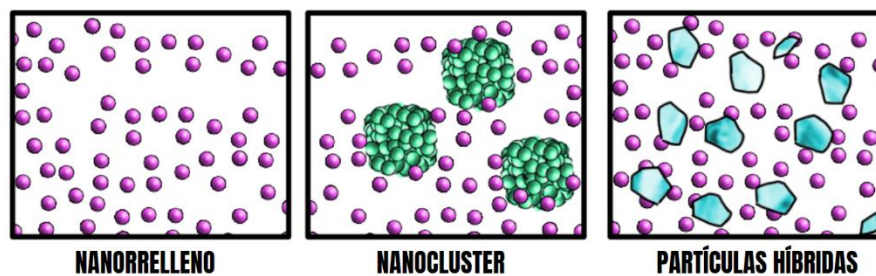


Figura 4 Clasificación de partículas de nanorelleno (imagen tomada y modificada de internet)(33)



2.2.2 Ventajas

La capacidad para aumentar la cantidad de partículas de relleno reduce la cantidad de resina, lo que da lugar a menor contracción al polimerizar. La contracción de los compuestos iniciales pasa de 3% a 1% con la tecnología de las resinas nanohíbridas. Son compuestos resistentes que pueden pulirse hasta obtener un alto brillo, el cual se conserva mejor que en las resinas con relleno de mayor tamaño. (7)

Algunas de sus ventajas destacables son:

Carga de relleno aumentada

Resistencia y módulo de elasticidad adecuada

Aumento en la resistencia a la abrasión.

Facilita un alto pulimento y tersura superficial.

Permite la adición de un alto porcentaje de carga inorgánica. (3)

2.2.3 Desventajas

Como inconvenientes hay que señalar el hecho de que al ser partículas tan pequeñas no reflejan la luz, por lo que se acompañan de partículas de mayor tamaño, cuyo diámetro promedio se sitúe dentro de la longitud de onda de la luz visible (es decir, alrededor o por debajo de $1\mu\text{m}$), para mejorar su comportamiento óptico y conseguir que actúen de soporte. (5)

2.2.4 3M™ Filtek™ Z350 XT

El material de relleno de esta resina es una combinación de relleno de sílice de 20 nanómetros (nm); relleno de zirconia de 4 a 11 nm; y un relleno en racimo agregado de zirconia/sílice (partículas de sílice de 20 nm y de zirconia de 4 a 11 nm) (11)

Está indicada para:

- Ferulización



- Restauraciones directas anteriores y posteriores
- Restauraciones indirectas (inlays, onlays y carillas)
- Reconstrucción de muñones(11)

2.2.5 Tetric N-Ceram

Resina nano-híbrida, modelable y fotopolimerizable, desarrollada para restauraciones directas. G a la tecnología que logra un efecto muy estético y natural.

Una de sus características más destacables es su radiopacidad, ya que esto facilita el diagnóstico de caries secundaria.

2.3 TÉCNICA DE RESINA PRECALENTADA

2.3.1 Antecedentes

La manipulación de la resina puede llegar a ser complicada en algunos casos, siendo pegajosa y viscosa. La adaptación a las paredes cavitarias es pobre debido a su falta de fluidez y capacidad de mojamiento; las resinas fluidas reducen los espacios entre el material de restauración y la cavidad, sin embargo, no son la mejor opción cuando requerimos restaurar un diente con carga masticatoria, debido a su poco material de relleno. Una opción para esto es utilizar un liner de resina fluida en combinación con la resina compuesta para solucionar ambos problemas. (12)

Surge una nueva propuesta, el precalentamiento de la resina convencional, lo cual fue introducido por Friedman en 2001, él resalta el aumento de la adaptación a las paredes cavitarias debido a su aumento de fluidez (figura 5.), el acortamiento en el tiempo de polimerización, un incremento en la durabilidad de las restauraciones, y en general la mejora en las propiedades mecánicas de las resinas.(12,13)

Sin embargo, Daronch no reporta una diferencia significativa entre precalentar las resinas o usarlas sin calentar, incluso menciona que probablemente el tiempo de manipulación tenga que reducirse si se desea conservar las ventajas que el precalentamiento otorga a la resina. (14)

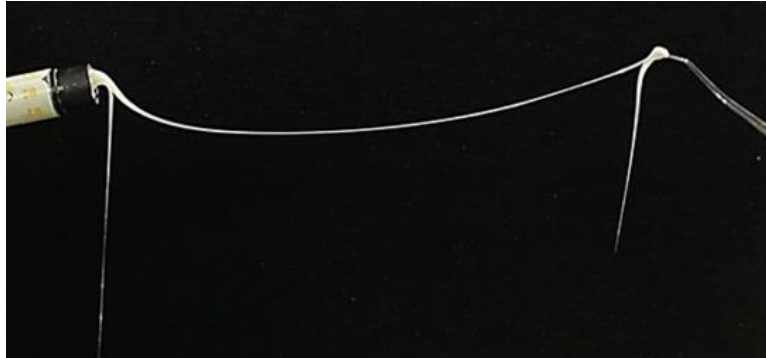


Figura 5 Aumento de fluidez de una resina al precalentarla (23)

2.3.2 Efecto del precalentamiento en las propiedades de la resina

2.3.2.1 Efecto del precalentamiento de la resina en su color

El color de la resina depende de distintos factores, uno es la capacidad de absorción de luz de sus componentes, aunado con su capacidad reflectiva, el espesor del material también es factor importante.(12)

En un estudio se evaluó el cambio de color en resinas sometidas a varios ciclos de precalentado, en donde no se muestran alteraciones significativas en ésta, concluyendo que por lo menos en las muestras realizadas en esa ocasión, no se presentaron cambios en la estabilidad de color al calentar la resina repetidamente(15)



2.3.2.2 Efecto del precalentamiento de la resina en la conversión de monómeros

La conversión de los monómeros de la resina fotopolimerizable a temperatura ambiente una vez polimerizada en boca es de aproximadamente 48%, lo que se sugiere con la técnica de precalentado es aumentar la conversión de los monómeros llegando a un 67%, aumenta un 38% su fluidez (esto depende de la temperatura a la que la exponamos) y reduce el tiempo de exposición a la luz de la lámpara en un 75%(16)

En una investigación da como resultado que la temperatura a la que sometemos la resina está directamente relacionada con la conversión de monómeros y el tiempo de polimerización; se hicieron pruebas con diferentes temperaturas (3°C y 60°C) y se polimerizó por 5,10,15,20 y 40 segundos, concluyendo que las resinas precalentadas a mayor temperatura proporcionaban una mayor conversión de monómeros y un menor tiempo de exposición a la luz comparadas con las resinas a temperatura ambiente.(16,17)

Se ha encontrado que la resina no sufre polimerización térmica, si no hasta que llega a 140-200°C y el fotoiniciador no se altera hasta que llega a 90°C. Bajo un calentamiento prolongado se ha demostrado que puede que algunos componentes de bajo peso molecular se volatilicen, comprometiendo la polimerización y las propiedades de la resina. Un estudio determina que al someter a la resina a un aumento de temperatura durante 8 horas a 54.5°C, la resina muestra una conversión en la polimerización en comparación con la resina que no es precalentada, sin embargo cuando únicamente se conservaba calentando por 4 horas a la misma temperatura, la resina no sufre ningún efecto adverso, llegando a la conclusión que se debe limitar el tiempo de precalentamiento a máximo 4 horas para evitar una posible volatilización de los componentes con menor peso molecular.(18–20)



2.3.2.3 Efecto del precalentamiento en la microfiltración

La primera causa de la microfiltración es la contracción de polimerización de la resina.

Después de la fotopolimerización, el adhesivo forma una capa y unión sólida, sin embargo, al ocurrir la polimerización de la resina, esta se encoge y puede generar una separación del adhesivo a la dentina, dando como resultado un espacio entre la resina y el diente. Esta microfiltración puede causar sensibilidad, cambio de coloración en los bordes y posiblemente ocasionar caries secundarias y un desajuste de la restauración.(12)

La fluidez de las resinas es otro factor importante que influye en la creación de espacios alrededor de las restauraciones; las resinas fluidas, a diferencia de las de cuerpo se adhieren mejor a la pared de la cavidad, ya que reducen su viscosidad al disminuir el contenido de relleno y modificar su composición de la matriz. Estas resinas fluidas sufren una contracción de polimerización mayor.(12)

La resina compuesta es actualmente el material estético más utilizado en restauraciones directas, tiene mayor contenido de relleno que una resina fluida y esto mejora sus características mecánicas, el material es más viscoso y con ello es menos capaz de sellar bordes.

La técnica de precalentamiento le brinda mayor fluidez a la resina. Los monómeros se someten a un movimiento constante debido a la vibración térmica, lo que facilita que se deslicen entre sí, dando como resultado menor viscosidad, y con ello mejor adaptación a la pared de la cavidad, mejor cierre entre bordes y por lo tanto menor microfiltración.(13)



2.3.2.4 Efecto del precalentamiento en la resistencia a la flexión

El nivel de conversión de los monómeros se ve directamente relacionado con la resistencia a la flexión de la resina. En estudios se menciona que no hay un cambio negativo en esta propiedad, al someter a las resinas a un precalentamiento previo, sin embargo, Amario realiza un estudio comparando la resistencia a la flexión ante 20 y 40 ciclos de precalentado, concluyendo que 20 ciclos de precalentado no afectan a la resistencia a la flexión de las resinas (marca Micerium) pero ante 40 ciclos de precalentado ya existe una diferencia significativa, aun siendo resinas fabricadas con la característica de poder ser sometidas a un aumento de temperatura previo. (12,21)

2.3.2.5 Efecto del precalentamiento en pulpa

Existen reportes de daño irreversible en la pulpa en el 15% de los casos cuando la temperatura aumenta 5.5°C, 60% cuando hay un aumento de 11°C y 100% de los casos sufren un daño irreversible cuando la temperatura aumenta 16°C, se concluye a la fecha que el límite que soporta la pulpa antes de sufrir un daño irreversible es un aumento de 5.5°C.(19)

Estudios mencionan que la temperatura de la pulpa únicamente aumenta 0.8°C después de colocar una resina precalentada a 60°C , después de fotopolimerizar por 20 segundos, la temperatura se eleva 5°C. Daronch en su estudio menciona que después de 2 minutos de haber retirado la resina del calentador, esta pierde el 50% de temperatura, y al pasar 5 minutos, pierde el 90% de la temperatura generada en el calentador.(13,14)



2.3.3 Resina precalentada como material restaurador

Con el principal objetivo de mejorar el resultado restaurativo, aumentando la adaptación del material a las paredes de la preparación, autores recomiendan el precalentamiento de la resina, ya que actualmente representa el material estético más utilizado en la clínica odontológica.

Se ha concluido que la ventaja más notable al aplicar esta técnica es una mejora en la manipulación del material al disminuir su viscosidad, obteniendo excelentes márgenes de restauración, así como una alta adaptación a la cavidad y estructura dentaria. Esta facilidad de manipulación se ve reflejada de igual manera en un mayor control de la morfología de la restauración, brindando al operador un proceso de modelado más estético. Al mejorar la adaptación a las paredes, disminuyendo el riesgo a la microfiltración y conservando las propiedades físicas y mecánicas, se le otorga al material mayor durabilidad como tratamiento restaurativo. (22–25)

2.3.4 Resina precalentada como agente cementante

En la década de 1970 los cementos a base de resina fueron desarrollados para cementación, y su uso ha incrementado ya que la demanda de restauraciones indirectas estéticas también ha aumentado. Estos cementos son formados por una matriz orgánica y un relleno de sílice o vidrio, y al igual que las resinas convencionales se encuentran con distintos mecanismos de polimerización, ya que pueden ser autopolimerizables, fotopolimerizables o polimerización dual (22,26) .

En un estudio se determinó la profundidad de polimerización en restauraciones indirectas cementadas con resinas precalentadas a 50°C, llegando a la conclusión que con restauraciones cuyo grosor fuera igual o mayor a 4mm el material ideal para cementar es un cemento a base de resina dual, ya que la resina convencional no se polimerizaría de forma completa. En otro estudio realizaron pruebas con restauraciones de cerómero con espesor menor a 2.6

mm, de igual manera cementadas con resina precalentada (figura 6.), y se llegó a la conclusión que con este tipo de restauraciones la cementación con la técnica de precalentado es viable, ya que proporcionó una mejor calidad de sellado, correcto asentamiento de la restauración a la cavidad, facilidad de manipulación y con ello reducción del tiempo de trabajo.(22,26)

En un estudio a nivel universitario se evaluó el sellado marginal en restauraciones indirectas cementadas con resina precalentada a 55°C en comparativa con cementadas con cemento resinoso dual, teniendo como resultado que las restauraciones ajustadas con resina precalentada consiguieron un mejor sellado marginal, ya que su filtración fue 10.58% menos. En una prueba similar, se evaluó la resistencia a la tracción entre un cemento dual y una resina compuesta precalentada, dando como resultado mayor resistencia de 16.3 MPa en las restauraciones cementadas con esta nueva técnica ya que el valor del cemento dual fue de 9.6 MPa (23).

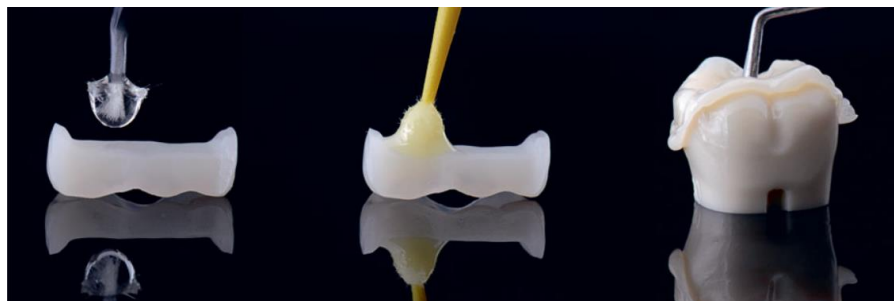


Figura 6 Proceso de cementación con resina precalentada. Imagen tomada de Magne Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. 2018 (34)

La viscosidad de la resina puede reducir considerablemente precalentándola a 55-50°C (27–29).

Un estudio (30) realizado en molares humanos, evalúa la resistencia adhesiva de un cemento resinoso autoadhesivo a la dentina ante distintas temperaturas, (4°,24°,37° y 60°C), cuando se colocó a 4°C se observó una adhesión significativamente menor (7.4 MPa) a cuando se colocó a 60°C (20.7MPa),

concluyendo que la temperatura previa a la polimerización tiene una relación significativa con la fuerza y resistencia adhesiva en un cemento resinoso autoadhesivo. (23,30)

2.4 PROPIEDADES MECÁNICAS

2.4.1 Resistencia a la flexión

La resistencia a la flexión es el máximo esfuerzo de una estructura justo antes de que se agriete o se fracture en un ensayo de flexión (figura 7.). En aquellos materiales que no se fracturan, se presenta como resultado la resistencia a la fluencia de la flexión.(31)

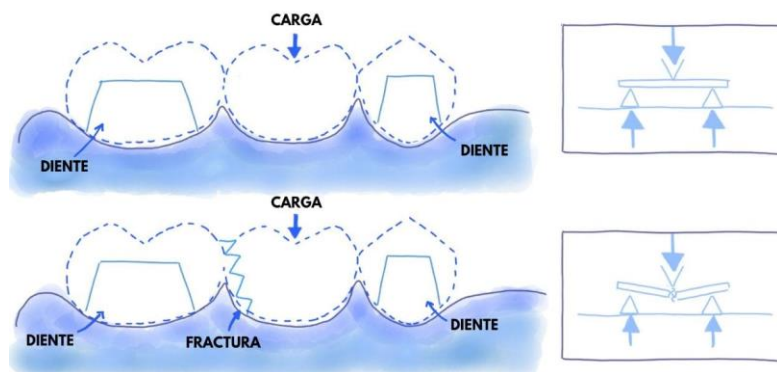


Figura 7 Resistencia a la flexión. Imagen tomada y modificada de Barceló F, Palma C. "Materiales Dentales; conocimientos básicos aplicados". México: Trillas; 2003(1)

2.4.2 Norma ISO 4049

La especificación ISO 4049 es una norma internacional la cual establece los requisitos las resinas compuestas, abarca a los materiales restauradores y de cementación, dando instrucciones para el suministro adecuado, para una correcta mezcla mecánica y manual, para ser utilizados principalmente como agente cementante o de restauración directa e indirecta en cavidades dentales. Los materiales cementantes cubiertos por la norma son los fabricados para la fijación de prótesis e incrustaciones inlays, onlay, carillas, coronas y puentes.(32)



Para la comprensión de los materiales a los cuales nos referiremos, la norma clasifica a estos de la siguiente manera:

Tipo 1: Resinas compuestas indicadas para caras oclusales

Tipo 2: Todos los demás materiales restaurativos basados en polímeros.

Los materiales de cementación no se clasifican en tipos.

Clase 1: Materiales autopolimerizables

Clase 2: Materiales fotopolimerizables y termopolimerizables.

Clase 3: Polimerización dual

Grupo 1: Uso en restauraciones directas

Grupo 2: Uso en restauraciones indirectas(32)

2.4.2 Resistencia a la flexión de la resina

La resistencia a la flexión de los materiales de tipo 1 y 2 deberá ser mayores o iguales a lo especificado en la tabla a continuación:

TIPO 1	CLASE 1	80 MPa
	CLASE 2 • GRUPO 1	80 MPa
	CLASE 2 • GRUPO 2	100 Mpa
	CLASE 3	80 MPa
TIPO 2	CLASE 1	50 MPa
	CLASE 2 • GRUPO 1	50 MPa
	CLASE 3	50 MPa

Elaboración propia con datos extraídos de la norma 4049. (32)



Maquina universal de pruebas mecánicas marca INSTRON modelo 5567

En las pruebas de resistencia a la flexión la máquina universal de pruebas mecánicas se utiliza con sus dos barras de 2mm de diámetro las cuales están separadas entre sí paralelamente a una distancia de 20mm (sus centros) y una tercera varilla de 2 mm de diámetro centrada entre las otras dos, de modo que genera la carga en tres puntos de la muestra. (Figura 8.) (32)



Figura 8. Máquina Universal de pruebas mecánicas. (Fuente propia)



3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad existen numerosas investigaciones sobre la resina compuesta, se han realizado múltiples experimentos y pruebas para determinar sus avances a través del tiempo, los cuales han sido en su mayoría para mejorar sus propiedades físicas y mecánicas al modificar su material de relleno.

Entre las problemáticas que se intentan solucionar podemos mencionar el nivel de contracción ante la polimerización y el sellado marginal, una de las soluciones para este último punto es el desarrollo de las resinas fluidas, las cuales nos brindan un óptimo acoplamiento a las paredes cavitarias, sin embargo, debido a su reducción de material de relleno inorgánico, el uso clínico de este material se ve limitado ya que pierde la resistencia que deseamos que tenga una restauración.

Con el fin de conservar las propiedades mecánicas que el material de relleno inorgánico nos provee y conjuntarlo con las ventajas que la fluidez de la resina nos brinda, es que autores sugieren la implementación de técnicas de restauración con resinas compuestas tradicionales sometidas a un precalentamiento; de esta manera, aumentando su fluidez mejora la adaptación a las paredes cavitarias sin modificar las propiedades físicas y mecánicas.

Actualmente son escasas las investigaciones que avalen esta técnica, dejando en duda la eficacia de la resina al aplicarle previamente un aumento de temperatura y creando interrogantes sobre la modificación de las propiedades físicas y mecánicas al someterlas a varios ciclos de calentamiento. Existen estudios del módulo de elasticidad, resistencia a la compresión, e incluso de resistencia a la flexión, propiedad de alta importancia para un material de restauración, sin embargo la mayor parte de los estudios de esta última propiedad se han realizado con resinas fabricadas ya para ser precalentadas,



por lo que surge la interrogante de si las propiedades de la resina que usamos normalmente en el consultorio podría someterse a esta técnica, y si al hacerlo de forma repetitiva causa alguna variación en sus distintas propiedades físico y mecánicas.

Así como las resinas compuestas disponibles en el mercado se han probado en múltiples estudios, se requiere determinar la eficacia mecánica de las resinas sometidas a la técnica de precalentamiento.

Por lo anterior, nos hacemos el siguiente cuestionamiento:

¿El número de ciclos de precalentamiento al que es sometida la resina hace que su resistencia a la flexión se vea alterada en comparación con la resina que no ha sido sometida a un aumento de temperatura previo?



4. JUSTIFICACIÓN

Al ser uno de los materiales estéticos más utilizados en la actualidad, en donde las indicaciones clínicas abarcan restauraciones posteriores con estrés mecánico, es de suma importancia realizar pruebas con fin de comprobar y estudiar sus propiedades mecánicas; la resistencia a la flexión es una de las más importantes.

La resistencia a la flexión, tensión y compresión son propiedades que están relacionadas con la composición y tamaño de las partículas del material de relleno y la proporción entre la carga inorgánica y el material orgánico.

Al existir la posibilidad de precalentar la resina para aumentar su fluidez y de esta manera mejorar la adaptación a las paredes cavitarias, es necesario investigar y probar si es que el material pierde resistencia a la flexión al ser sometido a cambios repetidos de temperatura, de esta manera determinar si es viable el uso de esta técnica en la práctica clínica al colocarse en restauraciones directas o como agente cementante, de esta manera se le da mayor seguridad al operador y paciente de que se conservan las propiedades que se requieren para una durabilidad adecuada dentro de boca.



5. HIPÓTESIS

5.1 Hipótesis de trabajo

La resistencia a la flexión de las resinas no se ve afectada mecánicamente al precalentarse por varios ciclos.

5.2 Hipótesis nula

La resistencia a la flexión de las resinas se ve afectada mecánicamente al precalentarse por varios ciclos.



6. OBJETIVOS

6.1 Objetivo general

Determinar la resistencia a la flexión de 2 marcas de resinas al someterlas a varios ciclos de precalentado

6.2 Objetivos específicos

- Valorar la resistencia a la flexión de las resinas Filtek™ Z350 XT y Tetric N-Ceram Ivoclar™ a 1 ciclo de precalentamiento.
- Valorar si el proceso de precalentamiento produce cambios en la resistencia a la flexión de la resina Filtek™ Z350 XT y , Tetric N-Ceram Ivoclar™ a 5 ciclos.
- Valorar si el proceso de precalentamiento produce cambios en la resistencia a la flexión de la resina Filtek™ Z350 XT y , Tetric N-Ceram Ivoclar™ a 10 ciclos.
- Comparar los valores de resistencia a la flexión entre la resina Filtek™ Z350 XT y , Tetric N-Ceram Ivoclar™, sin calentar y precalentada a 1,5, y 10 ciclos de precalentado a 55°C



7. MATERIAL Y MÉTODO

7.1 Criterios de inclusión

- Muestras de resina de las marcas Filtek™ Z350 XT y , Tetric N-Ceram Ivoclar™ de 2mm x 2mm x 25mm precalentadas a 1,5,10 ciclos
- Muestras de resina de las marcas Filtek™ Z350 XT y , Tetric N-Ceram Ivoclar™ de 2mm x 2mm x 25mm precalentadas a 55°C
- Muestras de resina de las marcas Filtek™ Z350 XT y , Tetric N-Ceram Ivoclar™ de 2mmx 2mm x 25mm sin aumento de temperatura previo

7.2 Criterios de exclusión

- Muestras de resina de marcas distintas a Filtek™ Z350 XT y , Tetric N-Ceram Ivoclar™.
- Muestras de resina con medidas diferentes a (25±2)mm (2±0.1)mm (2±0.1)mm.
- Muestras de resina de las marcas Filtek™ Z350 XT y , Tetric N-Ceram Ivoclar™ de 2mm x 2mm x 25mm precalentadas a temperaturas distintas a 55°C

7.3 Variables

7.3.1 Variables dependientes:

- Composición de la resina
- Marcas de la resina
- Color de resina

7.3.2 Variables independientes

- Temperatura
- Distancia de la punta de la lámpara
- Número de ciclos de precalentado



7.4 Universo de trabajo

Se fabricaron 40 muestras de resina compuesta de 2x2x25mm divididas en 8 grupos

MARCA DE RESINA	NÚMERO DE MUESTRAS	# DE CICLOS DE PRECALENTADO
Filtek™ Z350 XT	5	0
Filtek™ Z350 XT	5	1
Filtek™ Z350 XT	5	5
Filtek™ Z350 XT	5	10
Tetric N-Ceram Ivoclar™	5	0
Tetric N-Ceram Ivoclar™	5	1
Tetric N-Ceram Ivoclar™	5	5
Tetric N-Ceram Ivoclar™	5	10

Tabla 1. Número de muestras. Se señalan las muestras utilizadas para la elaboración de la prueba.

*Todas las muestras se calentaron a 55°C, indicado por el fabricante del calentador utilizado

Filtek™ Z350 XT	0 CICLOS	1 CICLO	5 CICLOS	10 CICLOS
1	2.10x1.90x24.96mm	2.07x2.03x24.90mm	2.10x1.95x24.91mm	2.07x2.05x24.95mm
2	2.10x1.94x24.9mm	2.10x1.96x24.81 *	2.10x1.96x24.90mm	2.10x1.98x24.97mm
3	2.10x1.96x25.0mm	2.10x2.05x24.99	2.07x2.10x24.95mm	2.09x2.08x24.98mm
4	2.07x2.05x25.01mm	2.07x2.01x24.97	2.10x2.04x24.98mm	2.10x2.07x25.01mm
5	1.95x1.93x24.91mm	2.10x2.01x24.94	2.10x2.03x24.90mm	2.10x2.06x24.91mm

Tabla 2 Medidas de muestras Filtek z350 XT, se observan las medidas obtenidas de cada muestra realizada con la resina Filtek Z350 XT

Tetric N-Ceram	0 CICLOS	1 CICLO	5 CICLOS	10 CICLOS
1	2.09x1.97x25.06mm	2.10x2.03x24.93mm	2.0x1.94x24.97mm	2.10x1.97x24.93mm
2	2.10x2.04x25.04mm	2.10x2.09x25.01mm	2.06x1.94x24.83mm	2.10x1.91x24.87mm
3	2.07x1.97x24.04mm	2.10x2.07x25.04mm	2.08x2.05x24.67*mm	2.10x2.07x24.85mm
4	2.06x2.05x25.04mm	2.10x1.90x24.98mm	2.10x2.10x24.98mm	2.06x2.04x24.95mm
5	2.10x2.03x25.1mm	2.09x1.96x24.99mm	2.09x2.09x24.94mm	2.10x2.09x24.86

Tabla 3 Medidas de nuestras Tetric N-Ceram. se observan las medidas obtenidas de cada muestra realizada con la resina Tetric N-Ceram



7.5 Procedimiento

7.5.1 Material

Para la fase experimental, la norma nos indica el uso de los siguientes instrumentos y materiales:

- Molde de acero inoxidable para la preparación de una muestra de ensayo, la cual será de: 25 ± 2 mm x 2 ± 0.1 mm x 2 ± 0.1 mm.
- Dos placas de metal, con área suficiente para cubrir los lados del molde.
- Portaobjetos de vidrio para realizar la polimerización con la lámpara
- Pequeña abrazadera de vidrio.
- Agua a 37°C .
- Lámpara de polimerización Bluephase N MC de 800 mW/cm^2
- Vernier con precisión de $0,01$ mm.
- Máquina universal de pruebas mecánicas, calibrado a una velocidad de cruceta constante de $0,75 \pm 0,25$ mm / min o una tasa de carga de 50 ± 16 N / min.
- Espátula de teflón
- Lija de agua de grano 600
- Calentador de resina
- Aceite de silicón para evitar que se adhiera la resina al molde

7.5.2 Preparación de muestras de ensayo

1. Se eligió el molde para realizar todas las muestras. (Figura 9.)
2. Se colocó aceite de silicón en las paredes del molde para evitar la adherencia del material al molde.

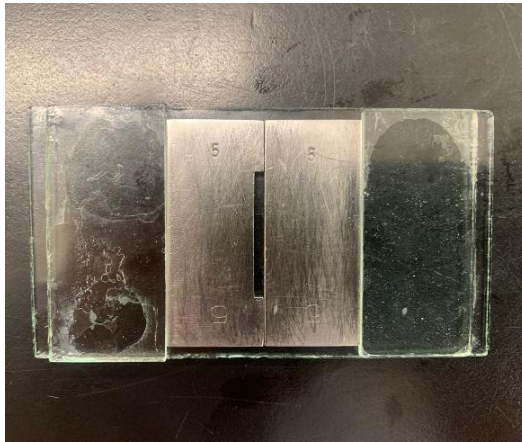


Figura 9. Abrazadera de vidrio y molde de acero #5 seleccionado para realizar las pruebas (fuente propia)

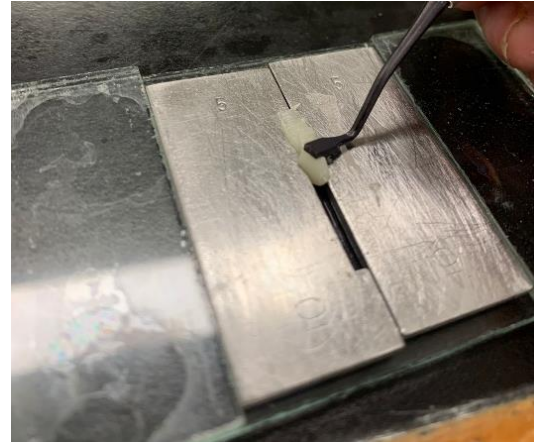


Figura 10. Realización de las muestras de resina (fuente propia)

3. Se empezó a realizar las muestras control de ambas marcas, colocando la resina en el molde con una espátula de teflón, comprimiendo y cubriendo todas las paredes. (Figura 10.)
4. Una vez rellenado todo el molde, se cubrió la muestra con un portaobjetos para realizar la fotopolimerización en tres puntos de la muestra, en medio, arriba, abajo y posteriormente repetir el paso en la parte de atrás de la muestra (Figura 11.)

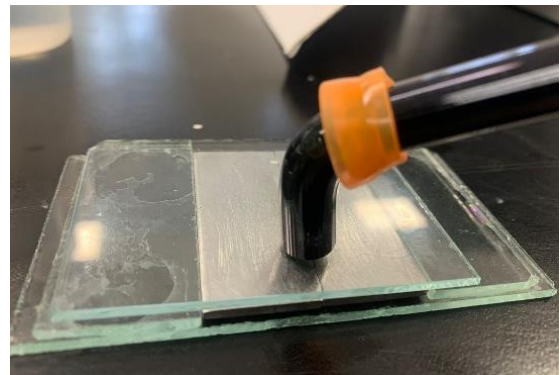


Figura 11. Punta de la lámpara de fotocurado colocada sobre el portaobjetos (fuente propia)

5. Se realizaron 5 muestras de resina Tetric N-Ceram Ivoclar™ y 5 muestras de resina Filtek™ Z350 XT como muestras control, las cuales se guardaron en tubos de Eppendorf con agua destilada. (Figura 13.)

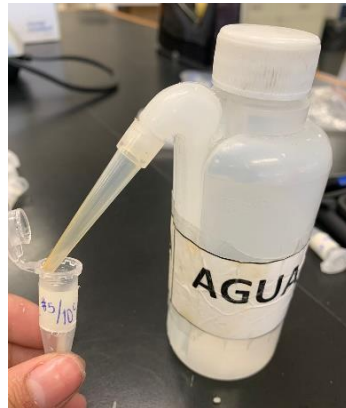


Figura 13 Muestra depositada en tubo de Eppendorf con agua destilada (fuente propia)



Figura 12. Primeras muestras clasificadas en grupos (fuente propia)

6. Se metió una jeringa de Tetric N-Ceram Ivoclar™ por primera ocasión al calentador de resina a 55°C previamente calentado por 15 minutos, se dejó calentar la resina durante 15 minutos y se inició la realización de la muestra siguiendo el mismo procedimiento que las muestras control.

7. En cada ocasión que se retiró la jeringa del calentador se midió el tiempo con un cronómetro para determinar los intervalos de tiempo fuera mientras se manipulaba la resina (3 min) y dentro del calentador entre cada muestra, en total las jeringas estuvieron un promedio de 35 minutos dentro del calentador durante la elaboración de muestras.



Figura 14. Calentador de resina programado a 55°C con una jeringa de resina siendo calentada (fuente propia)

8. Se realizaron 5 muestras de la resina Tetric N-Ceram Ivoclar™ a 1 ciclo de precalentado y 5 muestras de la resina resina Filtek™ Z350 XT a 1 ciclo de precalentado y se guardaron en tubos con agua destilada.
9. Se metieron nuevas jeringas de ambas marcas de resina al calentador a 55°C previamente calentado por 15 minutos, se dejaron durante 50 minutos, se sacaron y se dejaron enfriar durante 20 minutos, se realizaron 5 ciclos de precalentado en total.
10. En el último ciclo se comenzó a realizar las muestras como en los pasos ya mencionados.
11. Se realizaron 5 muestras de la resina Tetric N-Ceram Ivoclar™ a 5 ciclos de precalentado y 5 muestras de la resina resina Filtek™ Z350 XT a 5 ciclos de precalentado y se guardaron en tubos de Eppendorf con agua destilada.
12. Se metieron nuevas jeringas de ambas marcas de resina al calentador a 55°C previamente calentado por 15 minutos, se dejaron durante 50 minutos, se retiraron y se dejaron enfriar durante 20 minutos, se realizaron 10 ciclos de precalentado en total.
13. En el último ciclo se comenzó a realizar las muestras como en las demás muestras.
14. Se realizaron 5 muestras de la resina Tetric N-Ceram Ivoclar™ a 10 ciclos de precalentado y 5 muestras de la resina



Figura 15. Muestras guardadas en tubos de Eppendorf colocadas en horno FELISA a $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ (fuente propia)

resina Filtek™ Z350 XT a 10 ciclos de precalentado y se guardaron en tubos de Eppendorf con agua destilada.

15. Se categorizaron por grupos y de conservaron en agua destilada a 37°C por 24 horas, dentro del horno FELISA (Figura 15)

7.5.3 Procedimiento de la prueba mecánica

1. 24 horas después de la fabricación de las muestras, las cuales se conservaron en agua destilada a una temperatura de 37°C constantes, se midió con el vernier (figura 10.), cuidando que las muestras tuvieran el tamaño indicado por la Norma 4049



Figura 16. Vernier calibrado para la medición de muestras (fuente propia)

2. Se ajustaron las muestras óxido de silicio de grano 600 para eliminar imperfecciones y “rababas” y también para conseguir que las medidas fueran las solicitadas para el procedimiento. (Figura 17)

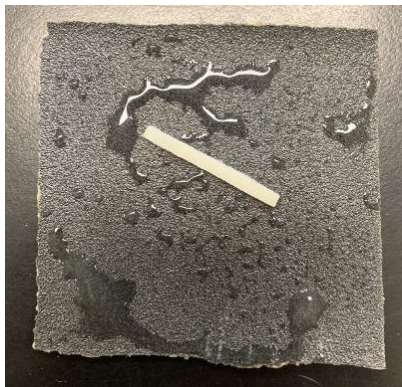


Figura 17 Muestra sobre lija de agua (fuente propia)

3. Una vez acondicionadas las muestras y registradas sus medidas, se colocaron una por una en la máquina de pruebas universal INSTRON 5567, cuidando que el lado más grueso estuviera hacia arriba. (Figura 18)
4. Se registraron los valores obtenidos en MPa.

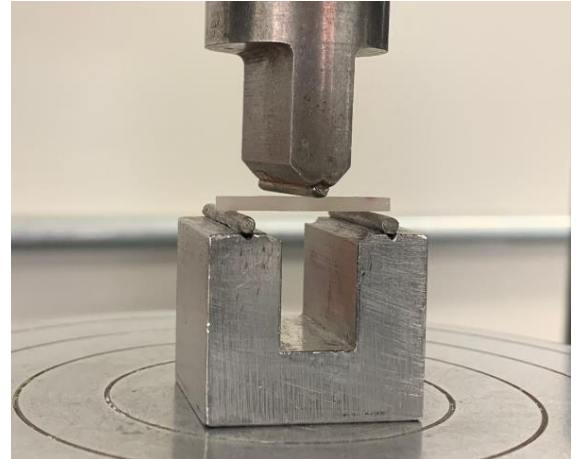


Figura 18. Muestra colocada en la máquina de pruebas universal para resistencia a la flexión (fuente propia)



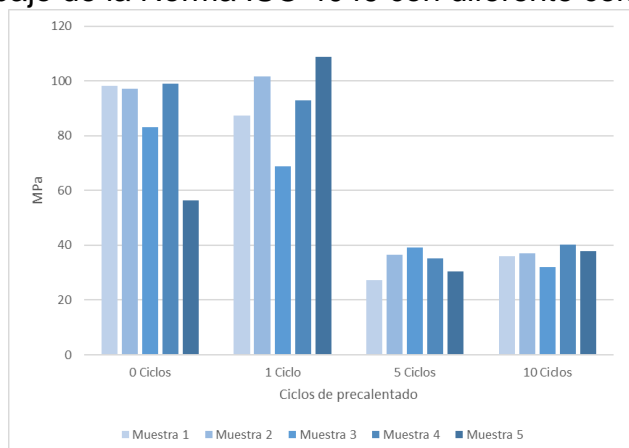
8. RESULTADOS

Los resultados obtenidos fueron analizados estadísticamente por una prueba de varianza ANOVA de una vía a p=0.042

Resultados de la resistencia a la flexión de la resina Tetric N-Ceram Ivoclar a diferentes ciclos de precalentado				
Muestras	0 Ciclos	1 Ciclo	5 Ciclos	10 Ciclos
Muestra 1	98.21 MPa	87.4 MPa	27.36 MPa	36.12 MPa
Muestra 2	97.28 MPa	101.6 MPa	36.63 MPa	36.96 MPa
Muestra 3	83.08 MPa	68.91 MPa	39.08 MPa	31.94 MPa
Muestra 4	99.05 MPa	92.87 MPa	35.32 MPa	40.13 MPa
Muestra 5	56.36 MPa	108.7 MPa	30.58 MPa	37.89 MPa

Tabla 4 Resultados de la resistencia a la flexión en MPa de las muestras Tetric N-Ceram a 0,1,5,y 10 ciclos de precalentado

En la tabla 4 con su respectiva gráfica se muestran los resultados de resistencia a la flexión en MPa obtenidos de cada muestra realizada con la resina Tetric N-Ceram de Ivoclar. En el grupo control, sin someter a un aumento de temperatura, una de las 5 muestras obtuvo un valor por debajo de lo establecido por la Norma ISO 4049, en el segundo grupo, en muestras sometidas a 1 ciclo de precalentamiento, una de ellas obtuvo un valor por debajo y en los últimos grupos, los cuales fueron sometidos a 5 y 10 ciclos de precalentado, ninguna de las muestras obtuvo lo mínimo requerido por la norma 4049, reduciendo los valores casi tres veces comparados con las muestras control. Asimismo, en la tabla se señalan los valores que se encuentran por debajo de la Norma ISO 4049 con diferente color.



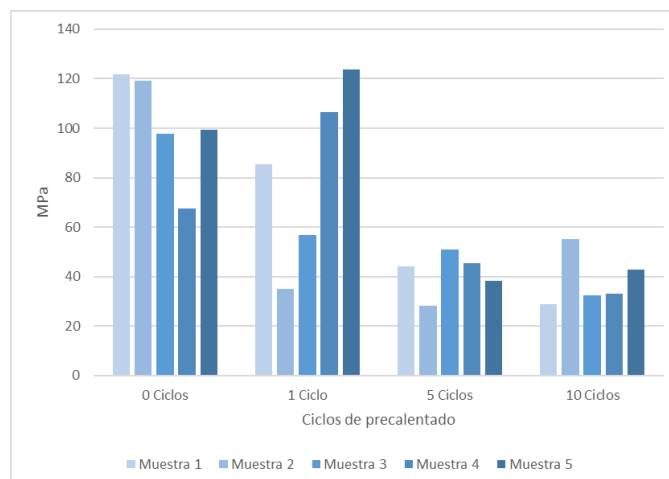


Resultados de la resistencia a la flexión de la resina Filtek™ Z350 XT a diferentes ciclos de precalentado				
Muestras	0 Ciclos	1 Ciclo	5 Ciclos	10 Ciclos
Muestra 1	121.7 MPa	85.5 MPa	44.08 MPa	28.83 MPa
Muestra 2	119.2 MPa	34.9 MPa	28.3 MPa	55.32 MPa
Muestra 3	97.6 MPa	56.87 MPa	51.09 MPa	32.39 MPa
Muestra 4	67.6 MPa	106.5 MPa	45.53 MPa	33.19 MPa
Muestra 5	99.3 MPa	123.8 MPa	38.37 MPa	42.78 MPa

Tabla 5. Resultados de la resistencia a la flexión en MPa de las muestras Filtek Z350 XT a 0,1,5,y 10 ciclos de precalentado.

En la tabla 5 con su respectiva gráfica se muestran los resultados de resistencia a la flexión en MPa obtenidos de cada muestra realizada con la resina Filtek Z350 XT. En el grupo control únicamente una muestra no cumplió con el requerimiento establecido por la norma, en el grupo de 1 ciclo de precalentado 2 muestras tuvieron valores por debajo del valor mínimo, y en los grupos sometidos a 5 y 10 ciclos de precalentado ninguna muestra cumple con los valores de resistencia a la flexión establecidos en la norma ISO 4049, ya que se reduce a la mitad comparado con las muestras control. Comparando los valores de las muestras sometidas a 5 y a 10, no varían significativamente las cifras.

Asimismo, en la tabla se señalan los valores que se encuentran por debajo de la norma ISO 4049 con diferente color.





Media obtenida con desviación estándar en los grupos de dos marcas de resina a diferentes ciclos de precalentado			
Grupo	Media	Desv Est.	Coef de Var
3M 0 Ciclos	101.08	21.735	9.72
3M 1 Ciclo	81.526	36.066	16.129
3M 5 Ciclos	41.474	8.644	3.866
3M 10 Ciclos	38.502	10.727	4.797
Tetric 0 Ciclos	86.796	18.238	8.156
Tetric 1 Ciclo	73.696	38.029	17.007
Tetric 5 Ciclos	33.794	4.744	2.122
Tetric 10 Ciclos	36.608	3.008	1.345

Tabla 6 Comparación de la media obtenida con desviación estándar y coeficiente de variación en los grupos de dos marcas de resina a diferentes ciclos de precalentado

En la tabla 6 con su respectiva gráfica podemos observar la comparación de la media obtenida de los 8 grupos junto con su desviación estándar y el coeficiente de variación.

El grupo con el valor de la media más alto fue de la resina Filtek Z350 XT sin someter a un aumento de temperatura, siendo de 101.08 MPa y SD de 21.735 seguido de la resina Tetric N-Ceram con una media de 86.796 MPa y SD 18.238

El valor más bajo que obtuvo la resina Filtek Z350 XT fue en el grupo sometido a 10 ciclos de precalentado, con una media de 38.502 MPa y SD 10.727.

La resina Tetric N-Ceram obtuvo su valor más bajo en el grupo sometido a 5 ciclos de precalentado, con una media de 33.794 MPa y SD 4.744.

Considerando nuestro intervalo de confianza ($p = >0.001$) podemos comparar la media obtenida de Filtek Z350 XT a 0 ciclos contra los distintos grupos, obteniendo una diferencia significativa con Tetric N-Ceram (6.929) a 5 ciclos, una diferencia significativa de 6.638 contra Tetric N-Ceram a 10 ciclos, presenta diferencia significativa (6.443) contra Filtek Z350 XT a 10 ciclos, hay diferencia significativa (6.137) contra Filtek Z350 XT a 5 ciclos, pero no obtuvo diferencias significativas (2.819) contra Tetric N-Ceram a 1 ciclo, no hubo



diferencias significativas (1.471) contra Tetric N-Ceram 0 ciclos y no obtuvo diferencia significativa (2.013) contra Filtek Z350 XT a 1 ciclo.

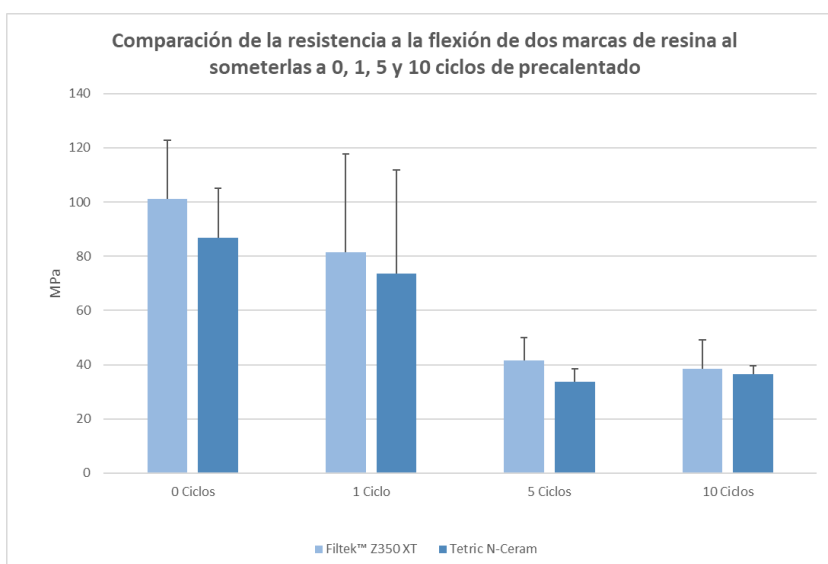
Comparando le media más alta obtenida de la resina Tetric N-Ceram a 0 ciclos con los otros grupos, podemos notar: una diferencia significativa (5.457) contra Tetric N-Ceram a 5 ciclos, tuvo diferencia significativa (5.167) contra Tetric N-Ceram a 10 ciclos, presentó diferencia significativa (4.972) contra Filtek Z350 XT a 10 ciclos, hubo diferencia significativa (4.666) contra Filtek Z350 XT a 5 ciclos, no hubo diferencias significativas (0.543) contra Filtek Z350 XT a 1 ciclo y no obtuvo diferencias significativas (1.349) contra Tetric N-Ceram a 1 ciclo.

Comparando los valores entre las dos marcas podemos observar que la resistencia a la flexión que presenta Filtek Z350 XT es mayor a Tetric N-Ceram en cada iteración de ciclos de precalentado.

En ambas marcas se presenta un decremento de valores al someterlas a más ciclos de precalentado.

Podemos observar que Tetric N-Ceram pierde el valor mínimo requerido por la Norma ISO 4049 desde el primer ciclo de precalentado.

En la tabla se señalan los valores que se encuentran por debajo de la norma ISO 4049 con diferente color.





9. DISCUSIÓN

Es importante continuar investigando y realizando pruebas de la técnica de precalentamiento, ya que en el mercado actual existen resinas fabricadas y pensadas para ser precalentadas y mejorar su manipulación. Sin embargo, en este estudio se utilizaron resinas más populares en la clínica para evaluar si los valores de resistencia a la flexión se mantenían dentro de los estándares de la Norma ISO 4049.

En el estudio realizado por D'Amario se evaluaron resinas marca Micerium, las cuales ya cuentan con su calentador propio y su fabricante menciona que pueden ser sometidas a ciclos de precalentamiento para mejorar sus propiedades, por lo que se hizo la prueba del cambio de resistencia a la flexión entre Enamel Plus HFO (Micerium), Enamel Plus HRi (Micerium), Opallis a 0, 20 y 40 ciclos de precalentado, en donde se concluyó que entre las muestras control (con 0 ciclos de precalentado) y las muestras sometidas a 20 ciclos de precalentado a 45°C no existía diferencia significativa en la resistencia a la flexión ($p > .05$) pero al someterlas a 40 ciclos de precalentado, los valores bajaron considerablemente.

En el estudio antes mencionado los ciclos de precalentado eran de 12 minutos dentro del calentador y 12 minutos fuera para recuperar la temperatura ambiente, así hasta llegar a 20 y 40 ciclos, sin embargo, en el estudio actual, los ciclos de precalentado fueron mayores debido al tiempo de trabajo en el que se realizaron las 5 muestras de los diferentes grupos, dando un promedio de 50 minutos dentro del calentador.

Lo que nos lleva a otro estudio en donde se evaluó el tiempo que podría permanecer una resina dentro del calentador antes de modificar sus propiedades mecánicas.



El estudio realizado por Trujillo Marinela y colaboradores, determina que al someter a la resina a un aumento de temperatura durante 8 horas a 54.5°C, la resina muestra una conversión en la polimerización en comparación con la resina que no es precalentada, sin embargo, cuando únicamente se mantiene calentando por 4 horas a la misma temperatura, la resina no presenta ninguna modificación significativa, por lo que llegan a la conclusión que se debe limitar el tiempo de precalentado a 4 horas para evitar alterar sus propiedades internas y por ende física y mecánicas.

En el estudio actual podemos notar cómo la resistencia a la flexión se vio afectada significativamente al someterse a 5 ciclos de precalentado a 55°C por 50 minutos dentro del calentador y 20 minutos de enfriamiento, comparado con las resinas a 0 y 1 ciclo de precalentado, sin embargo, comparando los valores obtenidos entre la resina sometida a 5 ciclos y la resina sometida a 10 ciclos no representan un cambio significativo entre ellas.

Aun así, a partir de los 5 ciclos de precalentado, las resinas de ambas marcas dejaron de cumplir con el requerimiento de resistencia a la flexión establecido por la norma 4049.

Estos valores tan drásticamente disminuidos podrían deberse a que los ciclos "5 y 10" se llevaron a cabo de forma constante, no sacando la jeringa, si no, dejándola calentar por 50 minutos consecutivos sin intervalos de trabajo, por lo que las jeringas alcanzaron más temperatura que las jeringas de los primeros grupos.

Al existir previos estudios se tenía pensado para esta prueba que al someter la resina a un aumento de temperatura por un tiempo menor a 4 horas y a menos de 20 ciclos no existiría cambio en las propiedades físicas y mecánicas de esta, sin embargo, los resultados obtenidos desmintieron la hipótesis basada en la revisión bibliográfica, dando pie a muchas interrogantes y a la necesidad de seguir investigando sobre la técnica y probando si realmente sus beneficios son mayores a sus deficiencias.



10. CONCLUSIÓN

Con base en los resultados obtenidos se concluye:

-La hipótesis de trabajo queda rechazada debido a que al comparar la resistencia a la flexión de dos marcas de resina sometidas a 1, 5 y 10 ciclos de precalentado, ésta sí se ve afectada considerablemente a partir de los 5 ciclos, en el caso de Filtek Z350 XT y desde el ciclo 1 en Tetric N-Ceram, al punto de llegar a perder el requerimiento mínimo establecido por la Norma ISO 4049.

-No es recomendable aplicar esta técnica al menos con la misma jeringa que ya se ha expuesto a ciclos de precalentado previos.

-Los resultados a 1 ciclo no representan un cambio significativo y se mantienen dentro del parámetro establecido por la Norma ISO del material (en el caso de la resina Filtek Z350 XT), por lo que podríamos optar por el uso de un compul para aprovechar los beneficios que el calentamiento provee sin comprometer las propiedades de la resina al someter la jeringa a ciclos de calentamiento y enfriamiento.



11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Barcelo F. H. Materiales Dentales Conocimientos básicos aplicados. editor. México: Trillas; 2003. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/523037944/Biomateriales-Odontologicos-de-Uso-Clinico-guzman-5ed-1>
2. Bayne SC, Ferracane JL, Marshall GW, Marshall SJ, van Noort R. The Evolution of Dental Materials over the Past Century: Silver and Gold to Tooth Color and Beyond. J Dent Res. el 1 de marzo de 2019;98(3):257–65. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30784370/>
3. Cova.J. Biomateriales Dentales. Primera edición. AMOLCA, editor. 2010. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/456644076/Biomateriales-Dentales-Cova-pdf>
4. Hervás García A , Lozano M, Cabanes Vila J, Escribano AB, Composite resins. A review of the materials and clinical indications E216. Disponible en: https://scielo.isciii.es/pdf/medicorpa/v11n2/en_23.pdf
5. Guzman B- Humberto, Gonzalo AG, Germán BR, María R, Buenahora T, Juan N, et al. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 2013. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/523037944/Biomateriales-Odontologicos-de-Uso-Clinico-guzman-5ed-1>
6. Zimmerli B Strub MJ. F. Composite materials: Composition, properties and clinical applications A Literature Review. 2010; Disponible en: <http://www.dl.edi-info.ir/Composite%20materials,%20compositions,%20properties,%20and%20clinical%20applications.pdf>
7. Dixon Hatrick C. Materiales dentales aplicaciones clínicas. Manual Moderno.
8. Carrillo .C, Monroy .Materiales de resinas compuestas y su composición. 2009;LXV. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2009/od094b.pdf>
9. 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 Dynamics of polymerization focused on reducing or preventing the stress of contraction of the current



composite resins. Bibliographic review. Disponible en;
<https://scielo.isciii.es/pdf/odonto/v33n6/0213-1285-odonto-33-6-263.pdf>

10. Hong G, Yang J, Jin X, Wu T, Dai S, Xie H, et al. Mechanical properties of nanohybrid resin composites containing various mass fractions of modified zirconia particles. *Int J Nanomedicine*. 2020;15:9891–907. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33328732/>
11. Resina Filtek Z350 XT Perfil técnico del producto TM. Disponible en: <https://multimedia.3m.com/mws/media/7251770/tpp-filtek-z350-xt.pdf>
12. Bhopatkar J, Ikhar A, Chandak M, Mankar N, Sedani S. Composite Preheating: A Novel Approach in Restorative Dentistry. *Cureus*. el 22 de julio de 2022; Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/362207223_Composite_Pre-heating_A_Novel_Approach_in_Restorative_Dentistry
13. Amirreza Hendi, Donya Maleki, Mehran Falahchai, Dina Maleki. Composite preheating: A Review Article. *Journal of Dentomaxillofacial Radiology, Pathology and Surgery*. 2019;8:373–8. Disponible en: <https://3dj.gums.ac.ir/article-1-464-en.pdf>
14. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, de Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. *J Esthet Restor Dent*. 2006;18(6). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17083439/>
15. Mundim FM, Garcia LDFR, Cruvinel DR, Lima FA, Bachmann L, Pires-De-Souza FDCP. Color stability, opacity and degree of conversion of preheated composites. *J Dent*. septiembre de 2011;39(SUPPL. 1). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21163324/>
16. Daronch M, Rueggeberg FA, de Goes MF. Monomer conversion of preheated composite. *J Dent Res*. julio de 2005;84(7):663–7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15972598/>
17. Ayub .K AS. Effect of preheating on microhardness and viscosity of 4 resin composites.2014; Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24598328/>
18. Trujillo M, Newman SM, Stansbury JW. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dental Materials*. octubre de 2004;20(8):766–77. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15302457/>



19. Bender IB, Znach L, Cohen G, York N, Nelson J. Endodontics American Association of Endodontists Pulp response to externally applied heat. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14263662/>
20. Cook WD, Forsythe JS, Irawati N, Scott TF, Xia WZ. Cure Kinetics and Thermomechanical Properties of Thermally Stable Photopolymerized Dimethacrylates. J Appl Polym Sci. el 27 de diciembre de 2003;90(14):3753–66. Disponible en: https://www.academia.edu/47141286/Cure_kinetics_and_thermomechanical_properties_of_thermally_stable_photopolymerized_dimethacrylates
21. D’Amario M, Pacioni S, Capogreco M, Gatto R, Baldi M. Effect of repeated preheating cycles on flexural strength of resin composites. Oper Dent. enero de 2013;38(1):33–8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22770484/>
22. Kogan JE. P. Cementación de restauraciones de cerámico libres de metal con resina restaurativa precalentada. 2005; Disponible en: <https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2006/od064c.pdf>
23. Alvarado Santillan GH, Huertas Mogollón GA. Resina precalentada como agente cementante: una revisión de tema. CES Odontol. el 31 de diciembre de 2020;33(2):159–74. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-971X2020000200159
24. Nada K, El-Mowafy O. Effect of Precuring Warming on Mechanical Properties of Restorative Composites. Int J Dent. 2011; Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22114596/>
25. Rickman LJ, Padipatvuthikul P, Chee B. Clinical applications of preheated hybrid resin composite. Br Dent J. el 23 de julio de 2011;211(2):63–7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21779058/>
26. Azarri M, Jordán S. Profundidad de curado e interfaces en medios cementantes para incrustaciones de resina. 2017; Disponible en: http://solp-admin.diper-it.com/api/uploads/magazinearticles/Profundidad-de-curado-e-interfaces-en-medios-cementantes-para-incrustaciones-de-resina-Curing-depth-and-interphases-in-luting-agents-for-resin-inlays/Revista_SOLP_53_Azzarri.pdf
27. Freedman. Warming up to composites. 2004; Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15181778/>
28. Goulart M, Damin D, Melara R. Effect of preheating composites on film thickness. 2013. Disponible en: <https://portaldeperiodicos.animaeducacao.com.br/index.php/JRD/article/download/16233/10051>



29. Blalock JS, Holmes RG, Rueggeberg FA. Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness Presented at the International Association for. Vol. 424, Journal Of Prosthetic Dentistry. 2004. Disponible en; <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17174660/>
30. Cantoro A, Goracci C, Papacchini F, Mazzitelli C, Fadda GM, Ferrari M. Effect of pre-cure temperature on the bonding potential of self-etch and self-adhesive resin cements. Dental Materials. mayo de 2008;24(5):577–83. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17659770/>
31. Resistencia a la flexión | Instron [Internet]. [citado el 5 de abril de 2023]. Disponible en: <https://www.instron.com/es-ar/resources/glossary/f/flexural-strength>
32. Estándar Internacional ISO 4049 [Internet]. 2000. Disponible en: www.iso.ch
33. Prodentalia. Guía introductoria a los composites dentales [Internet]. Citado el 13 de abril de 2023]. Disponible en: <https://www.prodentalia.es/es/composites/guia.html>
34. Magne P, Razaghy M, Carvalho MA, Soares LM. Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. The International Journal Of Esthetic Dentistry Autumn. 2018. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30073216/>