



Universidad Autónoma de Querétaro

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE
3 RESINAS COMPUESTAS**

Tesis

Que como parte de los requisitos
para obtener el Diploma de la

ESPECIALIDAD EN REHABILITACIÓN BUCAL

Presenta:

L.O. Alicia García Vega

Dirigido por:

CDEOR. José Antonio Guerrero Guzmán

Querétaro, Qro. A 19 de Abril del 2021

Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en REHABILITACIÓN BUCAL

“Estudio comparativo de la resistencia a la flexión de 3 resinas compuestas”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la
Especialidad en REHABILITACIÓN BUCAL

Presenta:

LO. Alicia García Vega

Dirigido por:

CDEOR. José Antonio Guerrero Guzmán

CDEOR. José Antonio Guerrero Guzmán
Presidente

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez
Secretario

DDTH. Rosa María Sánchez Ayala
Vocal

LOERB. Abel Tavares de la Cruz
Suplente

DC. Rodrigo Correa Prado
Suplente

Centro Universitario, Querétaro, Qro.
Abril 2021
México

Resumen

Introducción: Las resinas compuestas presentan diferente resistencia a la fractura, uno de los factores a los que está ligado es la cantidad de relleno, siendo las resinas compuestas de alta viscosidad las que presentan mayor resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.

Objetivo: Conocer cuál de las tres resinas compuestas; Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent), Filtek Z350 XT (3M) o Forma (Ultradent) tiene una mayor resistencia a la flexión.

Material y métodos: Se fabricaron 30 barras de resina nanohíbrida, 10 especímenes de Filtek Z350 XT (3M), 10 de Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) y 10 de Forma (Ultradent). Se realizaron ensayos de resistencia a la flexión en la maquina universal de pruebas.

Resultados: La resina nanohíbrida Forma (Ultradent) obtuvo mejores resultados a la prueba de resistencia a la flexión.

Conclusiones: La resina Forma (Ultradent) presento una mayor resistencia a la flexión en comparación con Filtek 350 XT (3M) y Tetric N Ceram (ivoclar vivadent). Podría funcionar mejor como material en restauraciones posteriores. La selección de cualquier material de restauración requiere un análisis exhaustivo de sus ventajas y limitaciones.

Palabras clave: Resinas compuestas nanohíbridas, resistencia a la flexión.

Summary

Introduction: Composite resins present different resistance to fracture, one of the factors to which it is linked is the amount of filler, being high viscosity composite resins the ones that present greater resistance to fracture because they absorb and better distribute the impact of chewing forces.

Objective: Know which of the three composite resins; Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent), Filtek Z350 XT (3M) or Forma (Ultradent) have a higher flexural strength.

Materials and methods: 30 nanohybrid resin bars were manufactured, 10 specimens of Filtek Z350 XT (3M), 10 of Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) and 10 of Forma (Ultradent). Flexural strength tests were performed on the universal testing machine.

Results: Forma nanohybrid resin (Ultradent) performed better in the flexural strength test.

Conclusions: Forma resin (Ultradent) exhibited higher flexural strength compared to Filtek Z350 XT (3M) and Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent). It might work better as a material in posterior restorations. The selection of any restorative material requires a thorough analysis of its advantages and limitations.

Key words: composite resin nanohybrid, flexural strength.

Dedicatorias

Dedico la tesis a mis padres, quienes me apoyan en todo momento y me han alentado a seguir adelante, a pesar de lo fácil o complejo que pueda parecer cada proyecto, sin su ayuda esto no sería posible.

A mis maestros, que me motivan a seguir a delante, y a exigirme un poco más; a mis compañeros que hicieron este camino más sencillo de recorrer.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Agradecimientos

Deseo expresar mi agradecimiento en especial al doctor Rubén Domínguez quien siempre estuvo alentándonos para terminar la tesis lo más pronto posible en un lapso de tiempo ideal, revisando minuciosamente la tesis, y asesorando los procesos en laboratorio.

A mi director de tesis, al doctor José Antonio Guerrero por el aprendizaje obtenido durante clínica, clases y en todo el transcurso de la especialidad.

Al doctor Rodrigo Correa por su ayuda durante la realización de la tesis, revisando a detalle el proyecto y la presentación del mismo. Al doctor Abel Tavares y a la doctora Rosa María Sánchez por sus y enseñanzas.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Índice

.....	1
Resumen.....	i
Summary.....	ii
Dedicatorias	iii
Agradecimientos	iv
Abreviaturas.....	vii
I. Introducción	1
II. Antecedentes	3
III. Fundamentación teórica.....	12
IV. Hipótesis	13
V. Objetivos.....	14
VI. Material y métodos.....	15
VII. Resultados	19
VIII. Discusión	21
IX. Conclusiones	23
X. Propuestas.....	24
XI. Bibliografía	25
XII. Anexos.....	27

Índice De Tablas

Tabla 1 Composición de las resinas compuestas	5
Tabla 2 comparación in vitro de la resistencia a la flexión de las resinas nanohíbridas Filtek 350 XT, Forma (Ultradent) y Tetric N Ceram.	19
Tabla 3 comparación de las resinas compuestas nanohíbridas	19

Dirección General de Bibliotecas UNQ

Abreviaturas

μm : micrómetros

ADA: Asociación Dental Americana

ANOVA: análisis de la varianza

Bis-GMA: metacrilato de bisfenol A-glicidilo

Ey: módulo de flexión

FM: módulo flexural

Fs: resistencia a la flexión

GPa: Gigapascal

hrs: horas

ISO: Organización Internacional de Normalización

min: minutos

mm: milímetros

MPa: Megapascal

n: número de muestras

nm: nanómetros

PFC: relleno de partículas resinas compuestas

PPF: rellenos pre-polimerizados

RBCs: compuestos dentales a base de resina

SFC: resina compuesta de fibra corta

TEGMA: dimetacrilato de trietilenglicol

UDMA: dimetacrilato de uretano

Valor P: valor de probabilidad

WT: carga de relleno

I. Introducción

Las resinas compuestas se han introducido en el campo de Odontología conservadora para minimizar los inconvenientes de las resinas acrílicas que reemplazaron los cementos de silicato (los únicos materiales estéticos disponibles anteriormente) en la década de 1940. Buonocore (1955) utilizó ácido ortofosfórico para mejorar la adhesión de las resinas acrílicas a la superficie del esmalte. Bowen (1962) desarrolló el monómero Bis-GMA en un intento por mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, ya que sus monómeros solo permitieron la formación de polímeros de cadena lineal (uno). Estos primeros compuestos químicamente curados requieren que la pasta base se mezcle con el catalizador, lo que genera problemas con las proporciones, el proceso de mezcla y la estabilidad del color (dos). A partir de 1970, aparecieron materiales compuestos polimerizados por radiación electromagnética, eliminando la mezcla y sus inconvenientes. Al principio, se utilizó una fuente de luz ultravioleta (365 *nm*) para proporcionar la energía luminosa requerida, pero su polimerización superficial y sus efectos secundarios iatrogénicos llevaron a su reemplazo por luz visible (427-491 *nm*), que actualmente está en uso y en proceso de desarrollo posterior. El desarrollo de compuestos ha sido y sigue siendo incesante, por lo que es necesario mantenerse actualizado continuamente. El objetivo de este trabajo es presentar los diferentes componentes de los compuestos utilizados actualmente en odontología y proporcionar a los dentistas una base de criterios para elegir uno u otro para satisfacer sus necesidades terapéuticas (Hervas-García, 2006).

Las resinas compuestas están desempeñando papeles irremplazables en las restauraciones dentales que se benefician de sus múltiples ventajas, como buena maniobrabilidad, excelente estética y biocompatibilidad aceptable. En décadas, los componentes orgánicos de las resinas compuestas permanecieron casi sin cambios, principalmente resinas de tipo metacrilato como el Bis-GMA, TEGDMA y UDMA. Si bien se han llevado a cabo numerosos intentos relacionados con cargas inorgánicas con el fin de desarrollar resinas compuestas de alto

rendimiento. Para lograr restauraciones clínicas satisfactorias a largo plazo, se requiere que las resinas compuestas tengan suficientes propiedades mecánicas, baja contracción de polimerización y alta resistencia al desgaste, así como actividad antibacteriana, etc. Estos requisitos se cumplen normalmente mediante la introducción de diversos rellenos funcionales. Las cargas inorgánicas convencionales para resinas compuestas son principalmente polvos de bario, vidrio de sílice y dióxido de zirconia. Hasta el presente, sus tamaños se han desarrollado desde microhíbridos hasta microrellenos y más adelante, hasta nanorelleno. Sin embargo, en la última década, los rellenos fibrosos para resinas compuestas han atraído mucha atención porque los rellenos unidimensionales mostraron ventajas únicas como refuerzos en comparación con los rellenos particulares (Ai, 2017).

Si tenemos en cuenta la cantidad de material de resina vendido, alrededor de 800 millones de restauraciones de resina compuesta se colocaron en todo el mundo solo en 2015; alrededor del 80 % se colocaron en la región posterior y el 20% en la región anterior. Un metaanálisis sobre restauraciones de resina posterior ha demostrado que al menos el 5 % de ellas fallarán debido a la fractura del material y aproximadamente el 12 % mostrará un desgaste notable dentro de un período de observación de 10 años. En otras palabras, al menos unos 32 millones de restauraciones de resina posteriores colocadas en 2015 serán reemplazadas o necesitarán trabajos de reparación debido a fracturas en el 2025 (Heintze, 2017).

Asimismo, a pesar de los avances alcanzados por los fabricantes para crear la resina compuesta ideal, aún sigue siendo un reto elegir adecuadamente el material que cuente con las mejores propiedades físicas, para brindar una mayor longevidad clínica a la restauración, y que pueda responder a las necesidades físicas y mecánicas del sistema estomatognático (Sepideh & Saman, 2008). Es por esta razón que se busca un material restaurador que tenga propiedades físicas, químicas y mecánicas similares a la estructura dental, como son un adecuado módulo de elasticidad, resistencia flexural, resistencia al desgaste y una buena resistencia compresiva (Acurio-Benavente, 2017).

II. Antecedentes

La evolución significativa de los compuestos para restauraciones dentales directas desde su introducción en el mercado ha permitido la expansión de sus indicaciones a restauraciones posteriores más grandes, que clásicamente solo se restauraron con amalgamas. La mayoría de los desarrollos se han centrado en los sistemas de relleno, lo que lleva a mejoras principalmente en las propiedades mecánicas y especialmente en la resistencia al desgaste. Independientemente de estas mejoras, la vida media de una restauración compuesta todavía es de alrededor de 10 años. A principios de la década de 2000, se centró una mayor atención en el desarrollo adicional de la matriz orgánica, que hasta la fecha se había basado exclusivamente en la química del metacrilato, más específicamente BisGMA, TEGDMA, BisEMA y UDMA. Se comenzaron a desarrollar monómeros alternativos con el objetivo común de reducir la contracción y el estrés de la polimerización, ya que se enfatizaba la posible asociación entre el desarrollo del estrés y la formación de espacios en la interfaz unida. Los nuevos monómeros se basaron en restos polimerizables de apertura de anillo (con el único ejemplo comercial que es Filtek LS, basado en la química de silorano) o en moléculas de mayor peso molecular (Hickey, 2016; Fugolin, 2017).

Aplicaciones

Las resinas compuestas han encontrado una variedad de aplicaciones en la odontología moderna, incluso como un medio para restaurar las caries y cementar las restauraciones.

Las ventajas de las resinas compuestas incluyen las siguientes:

- Estética: estos materiales tienen una transparencia y un color similares al tejido dental.
- Bajo costo, y reversible (Gresnigt; Kalk; Ozcan, 2012)

- Textura, minimizan la acumulación de placa bacteriana. Además, asegurar al paciente la posibilidad de higiene bucal y salud periodontal (Ferracane, 2011)
- Propiedades mecánicas: comparables a la dentina, se adhieren bien al tejido dental duro con el uso de agentes adhesivos, y son fáciles de trabajar (Dejak, 2015).

Sus desventajas incluyen:

- Contracción de polimerización considerable: (la contracción de polimerización lineal media de las resinas compuestas basadas en Bis-GMA es 0.3 - 1.5 %, mientras que su contracción volumétrica es 1.5 - 3.5 %, 2 - 6 veces mayor.
- Expansión térmica: propiedades Del esmalte y la dentina
- Poca estabilidad de color
- Alto desgaste oclusal (12 - 50 μm / año) (Dejak, 2015).

Composición

Básicamente, los compuestos dentales están compuestos de tres materiales químicamente diferentes: la matriz orgánica o la fase orgánica; la matriz inorgánica, el relleno o la fase dispersa; y un organosilano o agente de acoplamiento.

para unir la carga a la resina orgánica. Este agente es una molécula con grupos silano en un extremo (enlace iónico a SiO_2) y grupos metacrilato en el otro (enlace covalente con la resina) (Hervas-Garcia, 2006).

Tabla 1 Composición de las resinas compuestas

Material/sombra	Tipo/forma	Matriz orgánica	Fabricante	Fase de resina	Relleno
Filtek Z350 XT	Nanohíbrida/ compuesto		3M ESPE	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGMA	Zirconia, sílica (5 - 20nm, 78.5 %)
Forma	Nanohíbrido/ compuesto		Ultradent	Bis GMA, UDMA, TEGMA	Sílica, cerámica vidria (0.02 - 1µm, 87 %)
Tetric N Ceram	Nanohíbrido/ compuesto	Rellenos pre- polimerización	Ivoclar Vivadent		

µm (micrómetros), Bis-GMA: metacrilato de bisfenol A-glicidilo, TEGMA: dimetacrilato de trietilenglicol, UDMA: dimetacrilato de uretano.

Clasificación

La clasificación del compuesto dental ha evolucionado a lo largo de años, pero en general se ha centrado principalmente en la distribución del tamaño del relleno, el contenido o la composición del relleno. Desde "microrelleno" o "nanorelleno", que contienen solo micro o nanopartículas, respectivamente, los compuestos de resina más modernos pertenecen a una categoría denominada "híbrida", y actualmente se comercializan comúnmente como "nanohíbridos". Esta terminología se refiere a materiales que contienen una fracción de nanopartículas (< 100 nm) y de partículas submicrométricas ($\leq 1 \mu m$, que promedian típicamente 0.5 - 1.0 µm). En comparación con los "microhíbridos", se puede esperar que los nanohíbridos contengan una mayor fracción de nanopartículas. Sin embargo, una clasificación basada en la distribución del tamaño del relleno no refleja la composición, la morfología o las especificidades del relleno (por ejemplo, el uso de PPF). Por lo tanto, es dudoso, por ejemplo, que todos los nanohíbridos muestren las mismas propiedades y muchos compuestos comerciales basados en resinas

(RBC) que afirman ser "nanohíbridas" tendrán una proporción significativa de rellenos de mayor tamaño ($> 1 \mu\text{m}$) (Randolph, 2016).

Más fracturas ocurren en pacientes con altas fuerzas de masticación, especialmente los pacientes bruxistas están en riesgo de fractura. Otra consecuencia de la carga mecánica del material es el desgaste de dos y tres cuerpos, especialmente de la superficie oclusal, que se expresa clínicamente como pérdida de forma anatómica. Si tenemos en cuenta la cantidad de material de resina vendida, alrededor de 800 millones de restauraciones de resina compuesta se colocaron en todo el mundo solo en 2015; alrededor del 80% se colocaron en la región posterior y el 20 % en la región anterior. Un metaanálisis sobre restauraciones de resina posterior ha demostrado que al menos el 5 % de ellas fallarán debido a la fractura del material y aproximadamente el 12 % mostrará un desgaste notable dentro de un período de observación de 10 años. En otras palabras, al menos unos 32 millones de restauraciones de resina posteriores colocadas en 2015 serán reemplazadas o necesitarán trabajos de reparación debido a fracturas para 2025 (Heintze, 2017).

¿Cuáles son las razones de la fractura del material resinoso?

Los posibles factores de influencia son: (1) la calidad de la restauración, que está influenciada por la calidad y la habilidad del operador; (2) factores específicos del paciente como la fuerza de masticación, hábitos, etc. o (3) factores dependientes del material como la composición del material que influye en las propiedades mecánicas a largo plazo. Otra explicación también podría ser que la clase de material de resina compuesta como tal tiene un riesgo inherente de posibles fracturas de material, especialmente en regiones donde está estresado principalmente debido a movimientos de corte como la región anterior. El metaanálisis de restauraciones posteriores mencionado anteriormente no mostró ninguna diferencia estadísticamente significativa con respecto al tipo de material de resina para la región posterior (microrelleno, macrorelleno, híbrido). Sin embargo,

en las restauraciones de clase IV, el compuesto híbrido mostró una fractura significativamente menor que los compuestos micro y macrofillizados. Además, el estudio sobre restauraciones de Clase II también revela una frecuencia similar de fracturas en amalgamas y rellenos compuestos de resina. Sin embargo, las restauraciones con materiales de compómero mostraron significativamente más virtudes que las restauraciones hechas de los otros tipos de material (9% después de 10 años en promedio, en comparación con el 5%). Sin embargo, en otros metaanálisis, las restauraciones de amalgama mostraron significativamente más fracturas que las restauraciones compuestas. La razón del último hallazgo podría ser que se colocaron restauraciones más extensas en estos estudios (Heintze, 2017).

Requisitos de los compuestos

Idealmente, las restauraciones dentales estéticas colocadas directamente deben 1) resistir la carga oclusal, 2) ser estables en la cavidad oral, 3) minimizar o prevenir el desarrollo del estrés y evitar la formación de huecos, 4) prevenir la fijación / crecimiento de la biopelícula, 5) capacidades remineralizantes 6) poder auto repararse, y 7) Ser fácil de usar. Según cualquier medida de ingeniería, esta es una lista muy difícil de requisitos previos. Hasta la fecha, ningún material comercialmente disponible o en desarrollo puede cumplir con todos ellos. La resistencia al desgaste y la resistencia de los compuestos en general han aumentado significativamente a lo largo de los años, se han desarrollado y comercializado materiales con baja generación de tensión (Fugolin, 2017).

Fases de fotopolimerización

Dicho proceso ocurre en tres fases: la iniciación o inducción, la propagación y la terminación; la iniciación se produce por sustancias que, al ser activadas, crean radicales libres, estos atacan los enlaces dobles de los monómeros, que se acoplan transformándose en polímeros de enlaces simples y más estables, lo que libera más

radicales libres, que originan la propagación de la polimerización hasta que la rigidez de la resina dificulte el proceso de unión de los monómeros, conduciendo al fin del proceso de polimerización (Palacio Mendieta, 2014).

Según Lanata (2003) Se ha establecido que durante la polimerización la resina atraviesa tres fases muy bien diferenciadas:

Fase pre-gel:

Esta fase se da al inicio de la polimerización, en la cual la matriz resinosa todavía se encuentra en un estado viscoplástico, es decir que los monómeros todavía tienen la capacidad de fluir inclusive por su propio peso, además en este estado las tensiones generadas son reacomodadas gracias a su fluidez.

Punto gel:

En este punto se empiezan a formar muchas más cadenas poliméricas dando lugar a macromoléculas con mucho más peso molecular, lo que da paso a que el material pierda su capacidad de fluidez o escurrimiento y se convierta en un sólido. A esta etapa se la define donde la fluidez del material no puede acompañar su contracción (De la Torre Maldonado, 2016).

Fase pos-gel:

En esta fase el material posee un alto grado de rigidez, y dado a que la polimerización continúa y la contracción avanza, empieza la transmisión de las tensiones producto de la polimerización al complejo dentina-resina limitada por los adhesivos lo que ocasiona estrés traccional (Lanata, 2008).

Propiedades mecánicas

La popularidad de los compuestos de resina dental se debe a su versatilidad, calidad estética y desempeño clínico razonable. El desarrollo de materiales compuestos de resina es investigado y probado sin descanso por la

academia y la industria en un intento de mejorar la longevidad clínica al reducir sus defectos percibidos, como el estrés de polimerización, el contenido de monómero residual, la profundidad de curado inadecuada, manejo y características estéticas. La mayoría de las veces, estos problemas no se abordan por completo y los nuevos conceptos se comercializan agresivamente como "baja contracción" o "relleno masivo" y tales compuestos de resina son altamente competitivos entre los fabricantes (Zorzin, 2015).

Las propiedades mecánicas de los compuestos no deberían degradarse con el tiempo y deberían ser químicamente estables. Los estudios *in vitro* han demostrado repetidamente que, dependiendo de las características de los materiales, la respuesta a los desafíos mecánicos y químicos varía. Una reciente investigación ha mostrado que la resistencia al desgaste de los materiales comerciales después de las pruebas de fatiga está por debajo de 80 MPa establecido por la norma ISO 4049. Algunos estudios han investigado las propiedades mecánicas de un panel de compuestos de resina comerciales en relación con el contenido de relleno y la morfología, sin embargo, ninguno ha caracterizado recientemente la distribución del relleno o las correlaciones de propiedades mecánicas relacionadas (Randolph, 2016).

La estabilidad mecánica de los materiales dentales directos es uno de los requisitos previos para el éxito clínico a largo plazo de las restauraciones hechas con estos materiales. Otros parámetros importantes son, por ejemplo, la biocompatibilidad y la estabilidad del color. Debido a la masificación durante el consumo de alimentos, el bruxismo inconsciente por la noche o durante el día o el crujiir, los dientes restaurados y sin restaurar son sometidos a una multitud de interacciones mecánicas y químicas en la cavidad oral. Si la carga mecánica supera la capacidad inherente al material para resistir las fuerzas oclusales durante la masticación y el bruxismo, pueden producirse grietas y fracturas del material. Especialmente las restauraciones de superficies múltiples en la región posterior y anterior corren el riesgo de fracturas materiales, particularmente restauraciones de

Clase II que restauran la parte proximal del diente y / o incluso cúspides y restauraciones de Clase IV que incluyen la restauración del borde incisal. Recientes revisiones sistemáticas publicadas mostraron que la fractura es una de las razones más frecuentes del fracaso de la resina compuesta en los dientes posteriores (Heintze, 2017).

Estudios de resistencia a la flexión

En un estudio realizado en Beijing China, la resistencia a la flexión y el módulo de flexión de los compuestos Bis-GMA / TEGDMA se midieron mediante la prueba de flexión de tres puntos en una máquina de prueba universal Instron 1121, de acuerdo con la norma ISO 10477: 92. Después del termociclado, las muestras compuestas en forma de viga se recuperaron de los moldes y se pulieron cuidadosamente hasta el tamaño de 25 × 2 × 2 mm (l × w × h) con papel de carburo de silicio de grano 600. La resina Bis-GMA / TEGDMA (50:50) pura termociclada mostró una resistencia a la flexión promedio y un módulo de 106.1 MPa y 3.9 GPa (Ai, 2017).

En otro estudio realizado en Finlandia en 2013 donde resistencia a la flexión y módulo flexural se determinaron de acuerdo con ISO 4049 realizando una prueba de flexión de 3 puntos en muestras en forma de barra preparadas en un molde de acero inoxidable (2 × 2 × 25 mm). Las muestras se fotopolimerizaron durante 20 segundos cada una en 5 porciones superpuestas separadas en ambos lados, con una unidad portátil de polimerización de luz (Elipar S10; 3M ESPE) con una intensidad de salida de 1600 mW/cm^2 y un rango de longitud de onda entre 430 y 480 nm . Luego se realizó una prueba de doblez de 3 puntos con una máquina universal de prueba de materiales (modelo Lloyd LRX; Lloyd Instruments), y las curvas de deflexión de la carga se registraron con un software de análisis (Nexygen 4.0; Instrumentos Lloyd). El software calculó automáticamente el FS midiendo la fuerza durante la flexión en función de la desviación de la muestra. La FM se determinó a partir de la pendiente de la región lineal de la curva de carga-deflexión.

Se observó para la fuerza flexural (107 ± 14 MPa para el SFC y 87 ± 9 MPa para el relleno de partículas de la resina compuesta (Donova, 2016).

Importancia de la resistencia flexural

Los valores de resistencia flexural y de módulo de flexión, son frecuentemente usados para indicar el desempeño estructural de los materiales dentales. Ésta es una propiedad mecánica seleccionada por el ISO (4049) para clasificar los materiales resinosos, siendo propuesta como una manera de medir la fragilidad de los materiales determinando qué tanto el material puede deformarse, ante una carga constante y regresar a su estado original antes de la aplicación de la fuerza. Esto da un parámetro que puede ser utilizado para establecer, si el material es suficientemente resistente para cumplir con sus funciones dentro de la cavidad bucal. Se desea una alta resistencia a la flexión una vez que estos materiales están bajo la acción de la tensión de masticación que podría inducir la deformación permanente (Malucín, 2016).

Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura, uno de los factores a los que está ligado es la cantidad de relleno, siendo las resinas compuestas de alta viscosidad las que presentan mayor resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación (Garzón Flores, 2016).

III. Fundamentación teórica

Se ha mencionado que hay recientes revisiones sistemáticas publicadas que mostraron que la fractura es una de las razones más frecuentes del fracaso de la resina compuesta en los dientes posteriores (Heintze, 2017).

Ya ha sido corroborado que las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura, uno de los factores a los que está ligado es la cantidad de relleno, siendo las resinas compuestas de alta viscosidad las que presentan mayor resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación (Garzón Flores, 2016).

Una clasificación basada en la distribución del tamaño del relleno no refleja la composición, morfología o especificidades del relleno (por ejemplo, el uso de rellenos prepolimerizados). Por tanto, es dudoso, que todos los nanohíbridos mostraran las mismas propiedades y muchos compuestos comerciales a base de resina que afirman ser "nanohíbridos" tendrá una proporción significativa de rellenos de mayor tamaño ($> 1 \mu\text{m}$) (Randolph, 2016).

IV. Hipótesis

- Hipótesis de trabajo

La resina Filtek Z350 XT (3M) presenta una diferencia significativa en la resistencia a la flexión en comparación a las resinas Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) y Forma (Ultradent)

- Hipótesis nula

La resistencia a la flexión de las resinas Filtek X350 XT (3M), Tetric N ceram (Ivoclar Vivadent) y Forma (Ultradent) no muestra diferencia significativa.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

V. Objetivos

V. 1 Objetivo general

- Conocer cuál de las tres resinas compuestas; Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent), Filtek Z350 XT (3M) y Forma (Ultradent) tiene mayor resistencia a la flexión.

V. 2 Objetivos específicos

- Medir la resistencia a la flexión de la resina Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent).
- Medir la resistencia a la flexión de la resina Filtek Z350 XT (3M).
- Medir la resistencia a la flexión de la resina Forma (Ultradent).
- Comparar la resistencia a la flexión de las resinas Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) y Filtek Z350 XT (3M), Forma (Ultradent).

VI. Material y métodos

VI. 1 Tipo de investigación
Experimental *in vitro*

VI. 2 Unidad observacional
30 especímenes divididos en 3 grupos de:
10 especímenes de resina Filtek Z350 XT (3M),
10 especímenes de resina Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent)
10 especímenes de resina Forma (Ultradent).
Según la norma ADA 4049 (Ai, 2017).

V. 3 Material y métodos

VI.3.1 Criterios de selección

Especímenes de resina nanohíbrida que cumplieron con las medidas descritas en ADA 49 de $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 25\text{mm}$, por las tres resinas seleccionadas Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent), Filtek Z350 XT (3M) y Forma (Ultradent) y se excluyeron los especímenes que presentaron burbujas y fracturas al momento de retirarlas del molde.

VI.3.2 Variables estudiadas

Resistencia a la flexión de tres resinas nanohíbridas. Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent), Filtek Z350 XT (3M) y Forma (Ultradent).

VI. 3 Técnicas e instrumentos

Se realizó la resistencia a la flexión de las barras en la máquina universal, los datos fueron capturados en el programa Excel.

VI. 4 Procedimientos

a) Preparación de las muestras

Se mandaron realizar en fresadora tres moldes de acero inoxidable con medidas de $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 25\text{mm}$, el cual estaba dividido en dos partes que se atornillaban con una llave allen.

Se colocó una loseta de vidrio por debajo del molde metálico, previamente se limpió el molde y la loseta. Se comenzó a colocar la resina en los moldes sobre la loseta, con un instrumento pc6 se empezó a moldear la resina, tomando en cuenta que la porción superior quedara lisa y evitando rugosidades.

(Figura 1)

Se realizaron 4 incrementos, los cuales se fotopolimerizaron durante 20 segundos cada incremento, a $1600\text{ mW} / \text{cm}^2$ y un rango de longitud de onda entre 430 nm y 480 nm con una lámpara Valo de la casa (Ultradent) colocando la lámpara a una distancia de 0 mm . (Figura 2)

Este procedimiento se realizó con las 3 resinas compuestas nanohíbridas, realizando 10 muestras de cada una de ellas. Las muestras compuestas en forma de viga se recuperaron de los moldes. (Figura 3, 4, y 5).

Posteriormente se pulieron cuidadosamente con lija de agua de grano 600 antes de la prueba. Se descartaron las muestras que no cumplieron con las medidas o se rompieron al retirarlas de los moldes.

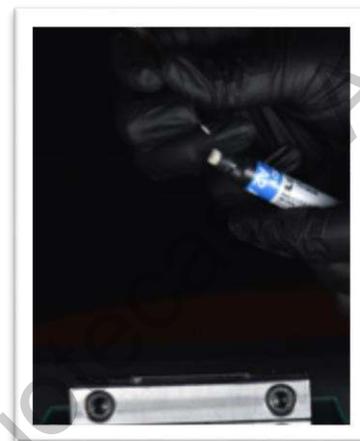


Figura 1

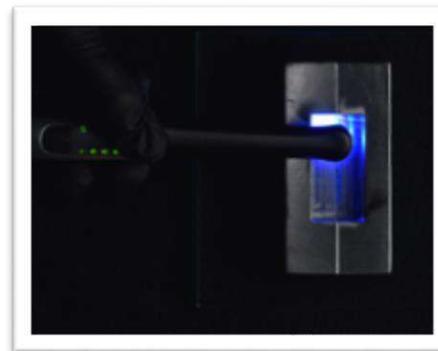


Figura 2



Figura 3 Tetric N Ceram (Ivoclar)



Figura 4 Forma (Ultradent)



Figura 5 Filtek Z350 XT (3M)

b) Test de resistencia a la flexión

Las muestras se analizaron después de haberlas mantenido 24 horas en almacenamiento con agua destilada a 37 grados centígrados, y se enumeraron cada una de las muestras, en ambos extremos.

Se colocaron las muestras sobre una base metálica con una distancia de 20mm, centrando la muestra. Para la resistencia a la flexión, se cargaron hasta el fallo en una máquina de prueba universal utilizando un dispositivo de prueba de flexión de tres puntos en la máquina universal de pruebas. La velocidad de la cruceta fue de 1 mm / min. (Figuras 6 y 7)

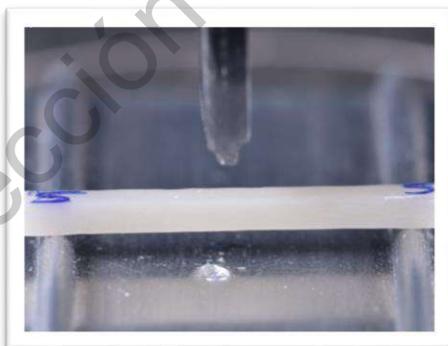


Figura 6

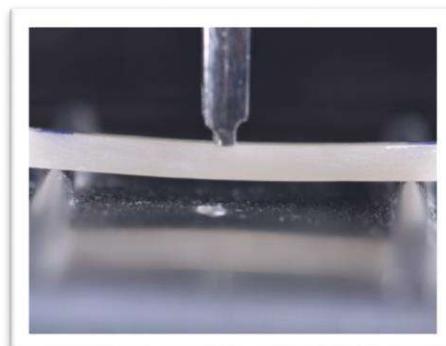


Figura 7

VI.5.1 Análisis estadístico

$$s = \frac{3FL}{2bd^2} \text{ Donde:}$$

F= carga máxima en newtons

L= longitud del soporte

b= ancho de la barra

d= grosor de la barra

Se realizó la prueba de Kolmogorov, la prueba estadística ANOVA y el test de comparación múltiple de Tukey.

VI.5.2 Consideraciones éticas

No aplica.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

VII. Resultados

Tabla 2 comparación in vitro de la resistencia a la flexión de las resinas nanohíbridas Filtek 350 XT, Forma (Ultradent) y Tetric N Ceram.

	Filtek 350 XT (3M) (n=10)	Forma (Ultradent) (n=10)	Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) (n=10)	Valor P
	$\bar{x} \pm DE$			
	(Rango)			
Resistencia a la flexión (MPa)	(98.45±177.88) 145.94	(144.0±201.31) 166.1	(86.88±152.35) 128.06	0.0038

\bar{x} promedio; DE: desviación estándar, prueba estadística ANOVA

Asimismo en la tabla 2, se compararon los resultados de la resistencia a la flexión de las resinas compuestas nanohíbridas, Filtek Z350 XT (3M), Forma (Ultradent), Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent). Teniendo una resistencia a la flexión promedio de Filtek Z350 XT (3M) de 145.94 MPa en un rango de (98.45 - 177.88), la resina Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) presentó un promedio de 128.06MPa en un rango de (86.88 - 152.35), la resina Forma (Ultradent) presentó un promedio de 166.1 MPa siendo este el de mayor resistencia a la flexión en comparación con las otras resinas presentadas en el estudio, con un rango entre (144.0 - 201.31).

Tabla 3 comparación de las resinas compuestas nanohíbridas

Filtek 350 XT (3M) vs. Forma (Ultradent)	No es significativo
Filtek 350 XT (3M) vs. Tetric N Ceram (ivoclar)	No es significativo
Forma (Ultradent) vs. Tetric N Ceram (ivoclar)	Si es significativo

Prueba de comparación múltiple de Turkey, nivel de significancia estadística (p<0,05)

Fue utilizada la prueba de comparación estadística múltiple de Tukey en la tabla 3, en la cual se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar las resinas nanohíbridas Forma (Ultradent) y Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) habiendo una mayor resistencia a la flexión en la resina Forma (Ultradent), $P=.0038$.

Sin embargo, no se encontró diferencias estadísticamente significativas al comparar Filtrek 350 XT (3M) con Forma (Ultradent), y Filtrek 350 XT (3M) con Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent).

Dirección General de Bibliotecas UAQ

VIII. Discusión

El presente estudio tuvo como finalidad comparar la resistencia a la flexión de 3 resinas compuestas nanohíbridas, Filtek 350 XT (3M), Forma (Ultradent), y Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent).

La resistencia a las diferentes fuerzas oclusales en la cavidad bucal que una resina compuesta puede soportar, es un indicador crítico que evalúa la calidad del material restaurador principalmente para el sector posterior.

El test de resistencia a la flexión ha sido utilizado por diversos estudios con el objetivo de evaluar la resistencia de diversos materiales restauradores.

En un estudio realizado en Finlandia en 2013 donde se midió la fuerza flexural, se realizaron pruebas de flexión de 3 puntos en muestras en forma de barra de (2 mm × 2 mm × 25 mm), con una máquina universal de prueba. Se observó una fuerza flexural 107 ± 14 MPa para resina compuesta de nanorelleno y 87 ± 9 MPa para relleno de partículas macrohíbridas.

En un artículo publicado en el 2016 de una revisión de la literatura realizado por Siegwad D. Heintze, nos menciona que los parámetros físicos como la resistencia a la flexión pueden variar de un instituto de pruebas a otro, incluso si se ha aplicado el método estándar ISO. En una revisión, la resistencia media a la flexión del material compuesto Z100 varió de 79 MPa a 196 MPa con los datos de 7 institutos de pruebas.

De acuerdo con el tipo de composición, en el presente estudio se evaluaron tres resinas nanohíbridas Filtek 350 XT (3M), Forma (Ultradent), Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent). En el estudio donde se midió la resistencia a la flexión se observó un promedio de 128 MPa en la resina Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent), 145.94

MPa la resina Filtek z350 XT (3M) y quien obtuvo una resistencia a la flexión mayor fue la resina Forma (Ultradent) con un 166.1 MPa. La diferencia de los materiales fue estadísticamente significativo con un $p < .0038$. Lo cual nos indica que las resinas cumplen con el mínimo valor de resistencia a la flexión según la ISO 4049.

Randolph en el 2016 en su estudio sobre 17 materiales comercializados como "nanohíbridos" demostró que los rellenos utilizados eran muy diferentes en cuanto a su forma, contenido, distribución y proporción de partículas de tamaño micro y nano. Lo cual coincide con nuestros resultados en los cuales se presentaron diferentes resultados a pesar de que todas nuestras resinas estudiadas eran clasificadas como nanohíbridas en las cuales el de menor resistencia a la flexión fue 128 MPa en la resina Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) y Forma (Ultradent) 166.1 MPa con una diferencia de 38.1 Mpa que si es significativamente diferente.

El uso de protocolos estandarizados, como ISO 4049, permite comparar los resultados de diferentes estudios. A pesar de dicha estandarización, estos datos muestran una gran variación, lo que quizás no sea sorprendente dada la presencia de algunas variables que pueden influir en los resultados como el tiempo de exposición, la intensidad de la luz e incluso el uso de cajas de luz en lugar de unidades de luz convencionales.

A pesar de estas consideraciones, la prueba de flexión de 3 puntos utilizada de acuerdo con ISO 4049 todavía se considera una prueba estándar y más precisa que la resistencia a la flexión.

IX. Conclusiones

La resina Forma (Ultradent) presentó una mayor resistencia a la flexión en comparación con Filtek z350 XT (3M) y Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent). Podría funcionar mejor como material en restauraciones posteriores. La selección de cualquier material de restauración requiere un análisis exhaustivo de sus ventajas y limitaciones.

Dirección General de Bibliotecas UPAO

X. Propuestas

Se propone que en estudios posteriores, cuando se realicen las barras en los moldes es importante el uso de barreras de protección (guantes, lentes, cubrebocas, campo, bata) para evitar que se contaminen, también al momento de polimerizar se debe de realizar a la misma distancia, tiempo, misma intensidad de la lámpara y los mismos incrementos para disminuir las variaciones en los resultados.

Revisar previamente en el microscopio que no tenga alguna burbuja o que aun falte pulir las barras.

Al realizar la prueba de resistencia a la flexión en la máquina universal, se deben de colocar a la mitad de la base, es importante recuperar las pruebas para valorar donde fue el punto de fractura.

XI. Bibliografía

A Aslam, SH Hassan, M Nayyer and B Ahmed. (2018) Intraoral repair protocols for fractured metal-ceramic restorations - Literature review SADJ 73 (1)

Acurio-Benavente P, Falcón-Cabrera G, Casas-Apayco L, Montoya Caferatta P. 2017. Comparación de la resistencia compresiva de resinas convencionales vs resinas tipo Bulk fill. *Odontol Vital.* (27):69–77.

Ai M, Du Z, Zhu S, Geng H, Zhang X, Cai Q, et al. 2017. Composite resin reinforced with silver nanoparticles–laden hydroxyapatite nanowires for dental application. *Dent Mater.* 33(1):12–22.

Bijelic-Donova J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. 2016. Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin. *J Prosthet Dent.* 115(1):95–102.

Dejak B, Młotkowski A. 2015. A comparison of stresses in molar teeth restored with inlays and direct restorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication. *Dent Mater.* 31(3):e77–87.

Fugolin APP, Pfeifer CS. 2017. New Resins for Dental Composites. *J Dent Res.* ; 96(10):1085–91.

Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. 2017. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—A systematic review. *Dent Mater.* 33(3):101–14.

Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. 2006. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 11(2):215–20.

Hickey D, Sharif O, Janjua F, Brunton PA. 2016. Bulk dentine replacement versus incrementally placed resin composite: A randomised controlled clinical trial. *J Dent.* 46:18–22.

Kanzow, P., Wiegand, A., Schwendicke, F., & Göstemeyer, G. (2019). Same, same, but different? A systematic review of protocols for restoration repair. *Journal of Dentistry.* 20 (2).

Moraes, R. R., Gonçalves, L. S., Lancellotti, A. C., Consani, S., Correr-Sobrinho, L., & Sinhoreti, M. A. 2009. Nanohybrid Resin Composites: Nanofiller Loaded Materials or Traditional Microhybrid Resins? *Operative Dentistry,* 34(5), 551–557.

Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG. 2016. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dent Mater.* 32(12):1586–99.

Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, et al. 2015. Bulk-fill resin composites: Polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater.* 31(3):293–301.

XII. Anexos

XII.1 Hoja de recolección de datos

FILTEK 350 XT (3M)		FORMA (ULTRADENT)		TETRIC N-CERAM (IVOCLAR)	
MUESTRA 1		MUESTRA 1		MUESTRA 1	
Ancho	2.05	Ancho	1.93	Ancho	2.07
Largo	25.00	Largo	25.46	Largo	25.03
Newtons	25.50	Newtons	28.10	Newtons	23.45
Tiempo	48.00	Tiempo	55.20	Tiempo	60.40
Desplazamiento	.96	Desplazamiento	0.92	Desplazamiento	1.01
MUESTRA 2		MUESTRA 2		MUESTRA 2	
Ancho	1.94	Ancho	1.92	Ancho	2.00
Largo	25.30	Largo	25.50	Largo	25.30
Newtons	32.25	Newtons	37.25	Newtons	25.40
Tiempo	57.80	Tiempo	71.30	Tiempo	74.30
Desplazamiento	.97	Desplazamiento	0.26	Desplazamiento	1.25
MUESTRA 3		MUESTRA 3		MUESTRA 3	
Ancho	2.05	Ancho	2.00	Ancho	1.96
Largo	25.40	Largo	25.50	Largo	25.40
Newtons	35.70	Newtons	34.70	Newtons	17.70
Tiempo	55.10	Tiempo	64.60	Tiempo	79.40
Desplazamiento	.95	Desplazamiento	1.08	Desplazamiento	1.33
MUESTRA 4		MUESTRA 4		MUESTRA 4	
Ancho	2.00	Ancho	2.10	Ancho	1.98
Largo	25.01	Largo	25.30	Largo	25.40
Newton	25.45	Newtons	37.30	Newtons	17.70
Tiempo	50.10	Tiempo	68.30	Tiempo	44.30
Desplazamiento	.84	Desplazamiento	1.14	Desplazamiento	0.74
MUESTRA 5		MUESTRA 5		MUESTRA 5	
Ancho	2.00	Ancho	1.95	Ancho	1.98
Largo	25.30	Largo	25.40	Largo	25.40
Newtons	29.85	Newtons	30.70	Newtons	26.80
Tiempo	60.40	Tiempo	59.90	Tiempo	67.90
Desplazamiento	1.01	Desplazamiento	1.00	Desplazamiento	1.14
MUESTRA 6		MUESTRA 6		MUESTRA 6	
Ancho	2.06	Ancho	2.10	Ancho	2.00
Largo	25.40	Largo	25.30	Largo	25.40
Newtons	35.80	Newtons	35.15	Newtons	29.15
Tiempo	56.70	Tiempo	23.60	Tiempo	73.10
Desplazamiento	0.95	Desplazamiento	0.40	Desplazamiento	1.23
MUESTRA 7		MUESTRA 7		MUESTRA 7	
Ancho	2.00	Ancho	1.75	Ancho	2.10
Largo	25.00	Largo	24.40	Largo	25.40
Newtons	36.95	Newtons	37.50	Newtons	30.60
Tiempo	62.70	Tiempo	64.90	Tiempo	71.90

Desplazamiento	1.05	Desplazamiento	1.09	Desplazamiento	1.21
MUESTRA 8		MUESTRA 8		MUESTRA 8	
Ancho	1.96	Ancho	1.99	Ancho	1.97
Largo	25.30	Largo	25.38	Largo	24.40
Newtons	31.05	Newtons	30.65	Newtons	29.25
Tiempo	64.10	Tiempo	55.60	Tiempo	64.80
Desplazamiento	1.07	Desplazamiento	0.93	Desplazamiento	1.09
MUESTRA 9		MUESTRA 9		MUESTRA 9	
Ancho	1.98	Ancho	2.03	Ancho	1.95
Largo	25.41	Largo	25.30	Largo	25.40
Newtons	35.50	Newtons	37.40	Newtons	29.65
Tiempo	62.60	Tiempo	80.80	Tiempo	69.00
Desplazamiento	1.05	Desplazamiento	1.36	Desplazamiento	1.16
MUESTRA 10		MUESTRA 10		MUESTRA 10	
Ancho	2.13	Ancho	2.10	Ancho	1.99
Largo	25.37	Largo	25.41	Largo	25.00
Newtons	25.00	Newtons	45.00	Newtons	30.90
Tiempo	46.90	Tiempo	71.40	Tiempo	72.10
Desplazamiento	0.79	Desplazamiento	1.20	Desplazamiento	1.21