



**COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA COMPRESIVA DE RESINA BULK
FILL Y RESINA REFORZADA CON FIBRAS DE VIDRIO.**

AUTORES

LINCE MERCADO STEFANY LUCIA

MADERO LARA KAREN PAOLA

COLEGIO ODONTOLOGICO

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC

REHABILITACIÓN ORAL

SANTIAGO DE CALI

17 DE NOVIEMBRE DE 2023



**COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA COMPRESIVA DE RESINA BULK
FILL Y RESINA REFORZADA CON FIBRAS DE VIDRIO.**

AUTORES

**LINCE MERCADO STEFANY LUCIA
MADERO LARA KAREN PAOLA**

DIRECTOR

ZULUAGA LONDOÑO JULIANA

Especialista en Biomateriales, operatoria y estética dental. Docente hora de
catedra posgrado de Rehabilitación Oral UNICOC Cali

ASESOR CIENTIFICO

JARAMILLO ECHEVERRY ADRIANA
Magister en epidemiología

ASESOR METODOLÓGICO

ORDOÑEZ MOLINA ALEJANDRA
Magister en epidemiología

ASESOR ESTADISTICO

TAMAYO CARDONA JULIÁN ANDRES
Científico de datos, Magíster en ingeniería

COLEGIO ODONTOLÓGICO

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
REHABILITACIÓN ORAL

DEDICATORIA

Dedicamos esta tesis a Dios, por darnos la fuerza necesaria para culminar con éxito el estudio.

A nuestros esposos, por no soltar nuestras manos en todo el camino, nos impulsan a ser mejor cada día, fueron nuestro motor para seguir adelante.

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan sus más sinceros agradecimientos:

Le agradecemos a nuestra tutora por su dedicación y paciencia, por sus correcciones precisas que nos ayudaron a llegar a esta instancia tan anhelada.

Gracias por su guía que nos servirá en nuestro futuro profesional.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	14
2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	16
3. MARCO TEÓRICO	18
3.1 ESTRUCTURA DENTAL	18
3.1.1 Esmalte	19
3.1.2 Dentina.....	19
3.2 MATERIALES PARA REEMPLAZO DE DENTINA	21
3.2.1 BIOBASES	21
3.2.1.1 Biodentine:	21
3.2.1.2 Thera Base:	21
3.2.2 IONÓMEROS DE VIDRIO.....	22
3.2.3 RESINAS	22
3.2.3.1 Propiedades de las resinas.....	24
3.2.3.2 Clasificación y generación de la resina.....	25
3.2.4 RESINAS BULK FILL	28
3.2.5 RESINA BULK FILL DE CURADO DUAL.....	29
3.2.6 RESINAS REFORZADAS	30
3.2.6.1 Resina everX Posterior.....	31
3.2.7 CORE.....	34
4. OBJETIVOS	35
4.1 OBJETIVO GENERAL	35
4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	35
5. METODOLOGÍA	36
5.1 DISEÑO DEL ESTUDIO	36
5.2 POBLACIÓN OBJETIVO	36

5.2.1	Criterios de selección	36
5.2.1.1	Criterios de inclusión.	36
5.2.1.2	Criterios de exclusión.	36
5.3	TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO.....	36
5.3.1	Cálculo del tamaño de muestra.	36
5.3.2	Diseño de muestreo.	37
5.3.3	Método de prueba de resistencia compresiva.....	38
5.4	DEFINICIÓN DE VARIABLES	38
5.4.1	Variables.	38
5.4.2	Cuadro operacional de las variables.....	39
5.5	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	40
5.6	CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	40
6.	RESULTADOS	41
7.	DISCUSIÓN	45
8.	CONCLUSIONES.....	49
9.	RECOMENDACIONES	50
10.	REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	51
ANEXOS	58

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Definición operacional de las variables.....	39
Tabla 2. Prueba de Kolmogorov-Smirnov distribución de los datos.	62
Tabla 3. Resultados	63
Tabla 4. Resultados de la prueba estadística T- Student.....	63
Tabla 5. Resultados registrados con el software Trapezium2® (Microsoft Corp. Redmond, WA. EE.UU.).....	64

LISTA DE GRÁFICOS

Ilustración 1. Cronología simple del desarrollo de composites dentales con base a sus tecnologías de relleno y texturas en comparación con los sistemas de curado y las tecnologías de sistemas de unión disponibles (34).	26
Ilustración 2. Resistencia compresiva, grupo 0: everX Posterior™, grupo 1: Filtek™ Bulk Fill	43
Ilustración 3. Porcentaje de deformación, grupo 0: everX Posterior™, grupo 1: Filtek™ Bulk Fill	43
Ilustración 4. Modulo elástico, grupo 0: everX Posterior™, grupo 1: Filtek™ Bulk Fill en Mpa.	44
Ilustración 6. Molde para elaboración de cilindros de resina	58
Ilustración 7. Fabricación de cilindros de resina Filtek™ One Bulk Fill (3M)	59
Ilustración 8. Fabricación de cilindros de resina Ever X Posterior (GC).	60
Ilustración 9. Almacenamiento en el Hygro bath (Whip Mix, Louisville, KY, EE. UU.) al 100% de humedad a 37°C.	61
Ilustración 10. Ensayo mecánico de Resistencia compresiva	61

GLOSARIO

Adhesión: Propiedad de permanecer próximo, como la que resulta de la atracción entre las moléculas de una sustancia o la atracción molecular existente entre las superficies de cuerpos en contacto. Unión estable de partes entre sí, que puede ocurrir de manera anómala. Banda o estructura fibrosa cuyas partes se adhieren de manera anómala.

Biomaterial: Cualquier sustancia diferente a un medicamento que puede utilizarse durante un tiempo indeterminado como parte de un sistema para tratar, aumentar o reemplazar cualquier tejido, órgano o función del cuerpo.

Caries: Enfermedad dental que provoca la destrucción del esmalte, la dentina y/o el cemento. Su etiología se adscribe generalmente a bacterias productoras de ácido.

Coefficiente lineal de expansión térmica: Cambio fraccionado en la longitud de un determinado material por cada grado de cambio en la temperatura.

Cohesión: Acto o estado de pegar fuertemente. Fuerza en la que las moléculas de la materia se adhieren entre sí. Atracción molecular por la que las partículas de un cuerpo se unen en el interior de su masa.

Concentración de tensión: Área o punto de tensión significativamente mayor asociado a una discontinuidad estructural como una grieta o poro; cambio significativo en las dimensiones de una estructura.

Deformación: Cambio en la forma o tamaño de un objeto. Cambio en la longitud cuando se aplica tensión. Cambio en la longitud original.

Dental: De o relativo a los dientes.

Dentina: Material calcáreo similar, pero más duro y denso, que el hueso. Constituye la masa principal del diente.

Diagnóstico: Determinación de la naturaleza de una enfermedad.

Diente: Cualquier estructura dura calcificada de los procesos alveolares del maxilar y la mandíbula utilizado para la masticación, o estructuras similares.

Elástico: Susceptible de ser estirado, comprimido y a recuperar posteriormente la forma original.

Esmalte: En odontología, capa dura, fina y translúcida de sustancia calcificada que envuelve y protege la dentina en la porción coronaria del diente; es la sustancia más dura del cuerpo; recibe también el nombre de capa adamantina.

Fractura: Proceso o acto de romperse; ruptura.

Fuerza oclusal: Resultado de la fuerza muscular aplicada sobre dientes antagonistas; fuerza creada por la acción dinámica de los músculos durante el acto fisiológico de la masticación; resultado de la actividad muscular aplicada a dientes antagonistas.

Grieta: Fisura en una superficie o recubrimiento (como en un glaseado o en el esmalte).

Híbrido: De origen mixto. Aparición de dos plantas o animales de géneros o especies diferentes.

Instrumento: Herramienta o utensilio, especialmente el utilizado para un trabajo delicado o para propósitos artísticos o científicos.

Intraoral: Dentro de la boca.

Ionómero de vidrio: Cemento, agente de unión o restaurativo compuesto por un vidrio soluble en ácido, ácido poliacrílico y agua que fragua con una reacción ácidobase.

Ionómero híbrido: Vidrio Ionómero convencional que ha sido modificado para incluir grupos metacrilato en el líquido. Puede contener fotoiniciadores. El fraguado se produce mediante reacciones ácido-base con polimerización con luz y dual.

Módulo de elasticidad: coeficiente obtenido al dividir la unidad de tensión, en cualquier punto por encima del límite proporcional, entre su unidad correspondiente de elongación o deformación. Proporción tensión- deformación. A medida que aumenta el módulo de elasticidad, el material se hace más rígido.

Módulo de resistencia: Trabajo o energía necesarios para ejercer tensión sobre 2,54 centímetros cúbicos de material (en una sola dirección) desde cero hasta el límite proporcional del material, medido por la capacidad del material de soportar el efecto momentáneo del impacto de una carga mientras la tensión se mantiene dentro del límite proporcional.

Módulo de Young: constante de proporcionalidad expresada en la curva tensión-deformación como la pendiente en la región elástica en la que se produce una recuperación al aliviarse la tensión que inducía la deformación. Se le suele aplicar el símbolo E. Un módulo alto (Gpa, psi) denota una mayor rigidez del material; recibe también el nombre de MÓDULO DE ELASTICIDAD.

Módulo elástico: Rigidez o flexibilidad de un material dentro de su margen de elasticidad. Dentro del margen elástico, el material se deforma en proporción directa con la tensión aplicada, como representa la ley de Hooke.

Molde: Cavity en la que se da forma a una sustancia, como una matriz para colar metal o plástico; forma en negativo en la que se cuela o da forma a un objeto. Tamaño y forma de un diente o dientes artificiales. Impresión en negativo de una estructura corporal. Impresión o modelo tomado para ser usado especialmente como evidencia en una investigación criminal. Impresión o negativo de una parte que produce un molde al ser positiva do, es decir, por medio de escayola.

Polimerización: Formación de un compuesto por la unión de moléculas de bajo peso molecular que dan lugar a un compuesto de gran peso molecular.

Polimerizar: Realizar una reacción química uniendo moléculas individuales que forman moléculas grandes formadas por muchas unidades repetidas.

Polímero: Compuesto químico formado por moléculas orgánicas grandes que se forman por la repetición de unidades monoméricas pequeñas.

Proximal: Situado aliado de. Cerca del punto de Inserción u origen, especialmente un punto central; localizado hacia el centro del cuerpo.

Pulpa: Tejido conjuntiva ricamente vascularizado de origen mesodérmico con una gran inervación y contenido en la cavidad central del diente.

Raíz: Porción apical del diente hasta la unión amelocementaria que normalmente está cubierta de cemento y unida al ligamento periodontal y, por tanto, al hueso de soporte.

Resina: Sustancia orgánica natural amorfa sólida o semisólida que suele ser transparente o translúcida y de color entre marrón y amarillo que se obtienen de las secreciones de plantas; es soluble en solventes orgánicos, pero no en agua; se utiliza generalmente en barnices, tintas, plásticos y en medicina; se encuentra

también En muchos materiales de impresión dentales. Término amplio utilizado para describir sustancias naturales o sintéticas que forman materiales plásticos al polimerizar. Se denominan dependiendo de su composición química, su estructura física y los medios de activación de la polimerización.

Resina de condensación: Resina de composite de alto relleno en la que se han modificado las partículas del relleno de manera que el material es más compacto utilizando una técnica de compresión estratificada.

Resistencia a la deformación: Resistencia a que se produzca una pequeña cantidad de deformación (plástica) permanente. Habitualmente del 0.1 o 0,2%. Suele medirse en mpa o psi.

Resistencia a la fractura: Resistencia de una muestra a ser fracturada según sus dimensiones originales.

Resistencia máxima: Máximo esfuerzo que puede inducirse en un material en el punto de ruptura; recibe también el nombre de resistencia máxima a la tracción.

Restauración: Término amplio aplicado a cualquier material o prótesis que restaura o reemplaza estructuras dentales, dientes o tejidos orales perdidos.

Rigidez: Capacidad de un material de soportar tensiones y deformaciones sin romperse.

Tensión: Fuerza por unidad de área; fuerza ejercida sobre un cuerpo que es presionado, estirado o que tiende a comprimir o presionar otro cuerpo: deformación causada en un cuerpo por dicha fuerza; fuerza interna que resiste una carga o fuerza aplicada externamente. Se define normalmente en términos de tensión mecánica, que es la fuerza dividida por el área transversal perpendicular sobre la que se aplica la fuerza.

Unión amelocementaria: Área en la que el esmalte y el cemento se encuentran en la zona cervical de un diente.

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, unas de las consultas más comunes en el consultorio odontológico son las fracturas y las desadaptaciones de las restauraciones en resina en el sector posterior, en las causas de las fallas se encuentra una polimerización y protocolo de uso deficiente y en especial el uso de este material en cavidades profundas y extensas, ya que al reducir la cantidad de estructura dental en especial la dentina en una preparación se disminuye la resistencia a la fractura durante la función masticatoria conllevando a que se produzca un sellado marginal deficiente, tinciones, microfiltraciones marginales y en un futuro posibles fracturas del diente y del material restaurador (1).

La microestructura y las propiedades de la dentina son los principales determinantes de casi todas las restauraciones en odontología, esto se debe a que la dentina es una estructura compuesta, biológica, hidratada y compleja, además, es modificada por procesos fisiológicos, de envejecimiento y de enfermedades donde se crean diferentes tipos de ella. La distribución de fuerzas en el diente se relaciona con su estructura, el esmalte distribuye las cargas verticalmente hacia la raíz y al llegar a la unión amelodentinal hay una concentración de tensión que convierte la carga vertical del esmalte en carga horizontal en la dentina, siendo esta área la que sufre mayor estrés que la dentina a nivel coronal (2). Las preparaciones dentales actuales se basan en la odontología mínimamente invasiva que cobijan el concepto del domo de compresión, al conservar mayor estructura dental, y en lo posible, mantener el esmalte periférico, permitirá la disminución de propagación de grietas y disminuirá el efecto de flexión de cúspides dentales, siendo importante igualmente el material de restauración usado para recuperar tanto el esmalte como la dentina, y cobra igualmente importancia la técnica empleada (3).

Con esta investigación se busca poner a prueba dos resinas: One Filtek Bulk Fill (3M) y everX Posterior (GC) el cual pueden ser utilizados para técnica en bloque para el reemplazo de dentina en áreas grandes, profundas y cavidades de diseño de alto factor C, se puede utilizar en incrementos de 4 mm en cavidades posteriores extensas para imitar las propiedades de absorción de tensión de la dentina. Por lo

cual se realizará una prueba de compresión donde se elaborarán cilindros de prueba que luego serán posicionados en una máquina universal de ensayos que ejercerá una fuerza compresiva que aumenta progresivamente.

Por lo tanto, se dará respuesta al objetivo general que busca analizar las diferencias de la resistencia compresiva de las resinas One Filtek Bulk Fill®(3M) y las resinas everX Posterior (GC); lo que nos ayudará para la toma de decisiones futuras durante las prácticas clínicas, a fin de garantizar la durabilidad y resistencia de las restauraciones realizada en la zona posterior.

2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

En la actualidad, las fracturas y desadaptaciones de las restauraciones en resina en el sector posterior han sido una de las causas más comunes en la consulta dental, dentro de los factores que pueden influir en la longevidad de la restauración se encuentra la técnica restauradora, el sistema adhesivo utilizado, el método de aislamiento, la contracción de polimerización y el tamaño y volumen de la restauración, considerado uno de los más importantes, ya que al reducir la cantidad de estructura dental en una preparación, en especial la dentina, se disminuye la resistencia a la fractura y aumenta la deflexión cuspeada del diente durante la función masticatoria y se incrementa el riesgo de fallas (1, 4).

La microestructura y las propiedades de la dentina son los principales determinantes de casi todas las restauraciones en odontología, esto se debe a que la dentina es una estructura compuesta, biológica, hidratada y compleja, además, es modificada por procesos fisiológicos, de envejecimiento y de enfermedades donde se crean diferentes tipos de ella (4).

Aunque, ha habido un progreso significativo en la odontología preventiva y en realizar restauraciones dentales mínimamente invasivas y con base a una mayor comprensión del proceso de la caries y la introducción de métodos cada vez más efectivos, el material de reemplazo de la dentina puede ser lo más importante en odontología restauradora (5).

Los profesionales en odontología han optado por considerar criterios para la selección de materiales de restauración de esta estructura con alta capacidad de resistencia, siendo la resina la opción de restauración más válida para preservar tejido dental y la primera elección al momento de restaurar cavidades profundas con compromiso de dentina (6). En una revisión sistemática realizada por Manhart y col, encontraron que las tasas anuales de fracaso de las restauraciones posteriores oscilan entre el 0 y el 7 % y las tasas de supervivencia varían entre el 65,2 % y el 92,5 %, con tiempos de seguimiento que oscilan entre los 3 y los 17 años (7), sin embargo una de las grandes desventajas en el uso de la resina se encuentra principalmente en la contracción durante la polimerización, lo que conlleva a un

sellado marginal deficiente, tinción y filtración marginal, desplazamiento de la restauración, fractura dental y caries recurrente (8).

La constante expansión del conocimiento científico, respaldada por el mayor desarrollo de los materiales de relleno existentes y la introducción de otros completamente nuevos, lleva a los cambios en los conceptos de tratamiento dental (9). En la actualidad, existen diferentes tipos de resina y materiales odontológicos para realizar restauraciones en cavidades profundas, que tienen la ventaja de ser más económicos en comparación con las restauraciones de cerámica, las cuales presentan el mejor desempeño en la rehabilitación de cavidades profundas al distribuir las fuerzas en todo el diente hacia el ápice dental (10).

Hoy en día, se han incorporado resinas con relleno masivos, partículas cerámicas reforzadas y fibras reforzadas (continuas o discontinuas en varias orientaciones) que han sido integradas en las resinas para mejorar su desempeño (11). Las resinas de relleno masivo representan el desarrollo más reciente, fueron desarrolladas con el objetivo de reducir significativamente el tiempo de tratamiento al pasar de realizar incrementos de 2 mm a realizarlos de 4 o 5 mm de espesor, además redujeron el riesgo de defectos, disminuyó la microfiltración por contracción de polimerización y la contaminación que se presenta a la hora de realizar el procedimiento. Dado que la técnica de estratificación incremental requiere mucho tiempo y es sensible a la técnica, especialmente en cavidades posteriores de gran volumen, la aplicación de relleno masivo ha despertado interés como alternativa, debido a que existe un ahorro de tiempo clínico de aproximadamente 20%, en comparación con el convencional (9). Estas resinas tipo Bulk Fill, son un esfuerzo por mejorar el rendimiento de las restauraciones de resinas compuestas, poseen las mejores propiedades físicas y mecánicas para soportar mayores fuerzas masticatorias y ayudan a mejorar el pronóstico de restauraciones con alto compromiso dentinal (12).

La odontología restauradora actualmente ha incursionado en materiales odontológicos reforzados con fibras cortas, que consisten en una combinación de una matriz de resinas, fibras de vidrio discontinuas y fibras inorgánicas de rellenos de partículas que mejoran aún más las propiedades físicas y mecánicas,

sobresaliendo las fibras puente, que contribuyen a la resistencia a la fractura del material y a la disminución de la propagación de la fractura en las restauraciones (13). Por lo cual, este estudio pretende responder la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuáles son las diferencias en resistencia compresiva de las resinas Filtek One Bulk Fill® (3M) y las resinas EverX Posterior (GC)?

3. MARCO TEÓRICO

En la evolución de los materiales de restauración dental, los desarrollos actuales han motivados la búsqueda de imitar las características de los dientes usando el enfoque biomimético. Los logros en este campo parecen reflejar los esfuerzos para copiar la apariencia natural de los dientes (estética y propiedades ópticas) y en una medida mucho más limitada, para recrear las propiedades mecánicas únicas de los dientes humanos. La estructura anatómica de los dientes humanos se compone de una estructura interna llamada pulpa que está inervada y altamente vascularizada, rodeada por un núcleo de dentina de bajo módulo elástico (15 – 20 GPa) que está cubierta por una capa mineralizada de alto módulo elástico (~70 GPa) llamada esmalte. Con el objetivo de encontrar las propiedades similares de los dientes naturales, los materiales de restauración dental y las técnicas de fabricación están diseñados para imitar el sistema anatómico de la dentina y el esmalte. Siguiendo los protocolos y las indicaciones de los fabricantes de los materiales escogidos por los odontólogos podemos lograr este objetivo con éxito (14).

3.1 ESTRUCTURA DENTAL

Un diente se compone de varias capas, el esmalte y la dentina, que se han identificado como los tejidos que soportan la carga del propio diente, estos son el tejido duro que rodean la pulpa dental, la cual contiene vasos sanguíneos, tejidos blandos y nervios. Dado que la pulpa dental se elimina en muchos tratamientos de endodoncia, sus propiedades estructurales no son relevantes para la integridad estructural en los dientes tratados con endodoncia, ya que no es un portador ni un

transmisor de carga. No obstante, además del esmalte y la dentina, el ligamento periodontal es estructuralmente relevante a pesar de ser un tejido blando externo al diente, su función principal es transmitir las cargas aplicadas al diente y luego a la estructura de soporte principal que es el hueso trabecular y cortical, sin embargo las propiedades y estructuras de estos tejidos muestran resultados heterogéneos debido a la gran cantidad de factores que pueden afectar el estado de un diente, entre ellos la edad, sus hábitos y condiciones de salud (15).

3.1.1 Esmalte

El esmalte es el tejido más externo de la superficie dental, se compone de prismas de esmalte perpendiculares a la unión amelo dental y es el primer tejido que sufre la carga del contacto con los dientes antagonistas, aunque su resistencia depende en gran medida de la dentina de soporte. Por esta razón, las propiedades mecánicas del esmalte no han sido tan estudiadas como las de la dentina, no obstante, varios estudios han proporcionado diferentes resultados relacionados con las propiedades del esmalte (16). Se han reportado los siguientes valores de propiedades mecánicas para el esmalte: módulo de Young igual a 60 - 150 GPa; resistencia a la compresión igual a 370 - 384,5 MPa; tenacidad a la fractura igual a 0,37- 2,05 MPa m 0,5, alto módulo elástico (~70 GPa) Este módulo de elasticidad más elevado es la causa de una menor resiliencia en comparación con la dentina (14).

3.1.2 Dentina

Debajo de la capa de esmalte, hay una capa de dentina que rodea a la pulpa dental, su estructura se extiende perpendicularmente desde la pulpa hacia la unión amelo dentinal o cemento exterior. La dentina, por el contrario, es un compuesto biológico que es más resistente que el esmalte y es similar al nivel nanoestructural del hueso, tiene una arquitectura única que consiste en túbulos dentinarios de ~1 μm de diámetro, rodeado por dentina peritubular, que consta de cilindros de ~0,5–1 μm de espesor de cristales de apatita orientados al azar, estas unidades tubulares están incrustadas en una matriz de colágeno-apatita de compuesto reforzado, los túbulos son las vías formativas de células odontoblásticas que se mueven hacia

adentro y residen en la superficie de la cámara pulpar creando variaciones sustanciales en la morfología y la estructura de la dentina desde la unión amelo dentinal hasta la cámara pulpar, la dureza de la dentina adyacente a la unión amelo dentinal, llamada dentina del manto, es supuestamente más alta debido a su menor contenido en minerales y módulo reducido; por lo que los túbulos en esta región son comparativamente raros o ausentes (16).

Se han informado los siguientes valores de propiedades mecánicas para la dentina: módulo de Young igual a 11,5 y menor a 23,3 GPa, resistencia a la compresión igual a 248 – 300 MPa; tenacidad a la fractura igual a 1,13 – 2,5 MPa m 0,5 en direcciones perpendicular y paralela a los túbulos, resistencia a la fractura de 4,0 MPa (15).

La distribución de fuerzas en el diente se relaciona con su estructura, el esmalte distribuye las cargas verticalmente hacia la raíz y al llegar a la unión amelodentinal hay una concentración de tensión que convierte la carga vertical del esmalte en carga horizontal en la dentina, siendo el área cervical la que sufre mayor estrés que la dentina a nivel coronal. Investigaciones que analizan la distribución de tensiones en el diente han identificado un mecanismo natural de distribución analizando el patrón de deformación dado por las franjas de Moiré, las cuales indican que, al cambiar la dirección de la fuerza, aumentándose la carga en la unión amelo dentinaria, zona más elástica debido a su mayor contenido de colágeno, se disminuye la tensión en el cuerpo central de la dentina (2). De esta investigación nace el concepto domo de compresión, el borde periférico de esmalte protege el diente de fracturas al poder distribuir las cargas a nivel del esmalte coronal y hacia la dentina, considerándose un anillo de resistencia.

Las preparaciones dentales actuales se basan en la odontología mínimamente invasiva que cobijan el concepto del domo de compresión, al conservar mayor estructura dental, y en lo posible, mantener el esmalte periférico, permitirá la disminución de propagación de grietas y disminuirá el efecto de flexión de cúspides dentales, siendo importante igualmente el material de restauración usado para

recuperar tanto el esmalte como la dentina, y cobra igualmente importancia la técnica empleada. Sin embargo, se considera compleja la recuperación del tejido dentinal por que implica dos fases: recuperar el colágeno orgánico tipo I, el cual se encuentra desnaturalizado y la apatita inorgánica mineral, importante para la remineralización de la dentina afectada (3), Por ellos, dentro de los materiales para reemplazo y tratamiento de la dentina se encuentran materiales bioactivos que ayudan a la remineralización dental y promuevan la activación celular que ayuda en la deposición de dentina reactiva en la zona (17).

3.2 MATERIALES PARA REEMPLAZO DE DENTINA.

3.2.1 BIOBASES

Son materiales cerámicos u óxidos metálicos biocompatibles que incluyen alúmina, circonio, vidrio bioactivo, vitrocerámica, hidroxiapatita, silicato de calcio y fosfato de calcio reabsorbible. Las biocerámicas se pueden clasificar en materiales bioinertes, bioactivos y biodegradables según su reactividad con los tejidos circundantes. Entre ellos encontramos al MTA, Biodentine, BC putty, TheraCal, TheraBase, entre otros (18).

3.2.1.1 Biodentine:

Considerado un material sustituto de la dentina, es un cemento biológicamente activo compuesto de silicato de calcio con excelentes características físico-mecánicas y biocompatibilidad. La liberación de iones de calcio y silicato de calcio estimula la mineralización al crear zonas de infiltración mineral en la interfaz cemento-dentina. Es un material antifúngico y antibacteriano atribuido a su alcalinidad dado su alto pH (19).

3.2.1.2 Thera Base:

Es una base/revestimiento autoadhesivo de curado dual que libera calcio y fluoruro, con un pH alcalino de 11 que promueve la vitalidad pulpar, altamente resistente a la compresión absorbiendo fuerzas oclusales sin fracturarse ya que posee un grado de conversión alta que asegura excelentes propiedades físicas(20).

3.2.2 IONÓMEROS DE VIDRIO

Material de restauración autoadhesivo compuesto químicamente por una combinación de polvo de vidrio de fluoro-aluminosilicatos y líquido de ácido poliacrílico, biocompatible y liberador de flúor por lo que se considera altamente anticariogénico. Los tipos de ionómeros pueden ser usados como material restaurador, cementantes, bases cavitarias y como selladores de fosas y fisuras (21).

3.2.3 RESINAS

Dentro de los materiales antes mencionados para restaurar los dientes, el Gold Standard es la resinas compuesta, siendo el material de restauración más usado debido a que permite la conservación de la estructura dental remanente, no hay necesidad de un desgaste mayor para que esta se pueda adherir o fijar al diente, excelente apariencia estética debido a su amplia gama de cromas y matices, propiedades físicas que han sido mejoradas con el tiempo con la introducción de materiales como el Bis-GMA y el dimetacrilato de uretano dentro de la matriz del monómero y propiedades mecánicas, siendo estas últimas influenciadas por el rango de tamaño y el contenido de volumen de las partículas de nano relleno (12).

Las propiedades físico-mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico van a depender de la estructura del material, básicamente las resinas dentales están compuestas por cuatro materiales diferentes: matriz orgánica o fase orgánica, matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un

extremo formando una unión iónica con SiO₂, y grupos metacrilatos en el otro extremo que generan una unión covalente con la resina (22).

La matriz orgánica de la resina compuesta, está constituida básicamente por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con un agente reductor; un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable (el dimetilamino etilmetacrilato DMAEM, el etil-4-dimetilaminobenzoato EDMAB o el N,N-cianoetilmetilanilina CEMA); un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma. En la actualidad, los principales fabricantes de composites dentales siguen apostando por los sistemas tradicionales, incorporando de forma mayoritaria en su matriz orgánica el monómero Bis-GMA/TEGDMA (el trietilenglicol-dimetacrilato), o la asociación Bis-GMA /UEDMA/TEGDMA (22, 23).

La fase dispersa de la resina está constituida por un material de relleno inorgánico del cual dependen las propiedades físicas y mecánicas del composite. El relleno, su forma de obtención y la cantidad incorporada determinan las propiedades mecánicas del material restaurador. Las partículas de relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica, lo que en una mayor aplicación de porcentaje de relleno es fundamental, gracias a este se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización, proporcionar radio opacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética (24).

También existe una gran variedad de partículas de relleno que son utilizadas de acuerdo con su composición química, morfología y dimensiones, donde se destacan de forma mayoritaria el dióxido de silicio, así como los borosilicatos y

aluminosilicatos de litio. Muchos composites reemplazan parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados, como el Bario, Estroncio, Zinc, Aluminio o Zirconio, que son radio-opacos. En la actualidad se buscan materiales, como el metafosfato de calcio, que tengan una dureza menor que los vidrios de modo que sean menos abrasivos con el diente antagonista (25).

Las resinas no son un material perfecto, estas presentan deficiencias como la contracción por polimerización, la resistencia y la poca resistencia al desgaste. Su composición principal es de una matriz polimérica orgánica, rellenos inorgánicos y el silano que se comporta como agente de acoplamiento de estos dos componentes (26), estas deficiencias han sido estudiadas por muchos años y uno de los avances más destacados el modificar el tamaño de las partículas para sí mejoras mejorar las propiedades mecánicas, químicas, y estética de estas (27).

3.2.3.1 Propiedades de las resinas.

Investigadores han indicado que el contenido de relleno y categoría de material tiene influencia significativa en propiedades de los compuestos de resina, incluyendo los nanocompuestos. Las propiedades mecánicas se refieren a la respuesta de un cuerpo cuando se le somete a una fuerza externa, la cual genera relaciones del tipo tensorial con la deformación que sufre este material.

Resistencia compresiva: Este tipo de propiedad es importante para las restauraciones dentales, particularmente durante el proceso de masticación. Cuando se aplica una fuerza y esta comprimen o disminuyen el tamaño del cuerpo, es conocida como carga compresiva o fuerza de comprensión. En el cual se evalúa la capacidad de resistencia del material restaurador, ésta carga de compresión a lo largo de planos diferentes pueden producir fracturas por a una combinación de esfuerzos de tracción y de corte (28, 29). La mayoría de los ensayos de compresión se realizan según los estándares establecidos publicados por organizaciones de estándares como ASTM e ISO. Para evaluar esta propiedad se utiliza una maquina

universal de ensayo, ejerciendo una carga axial sobre la muestra a una velocidad por mm^2 registrando los resultados en Newtons (30).

Resistencia a la fractura: Es utilizado para evaluar materiales frágiles con el fin de identificar la resistencia de un material a la fractura. También se utiliza para evaluar la cantidad de energía que se necesita para provocar la propagación de una fisura desde un punto bien definido ya sea grieta o muesca preexistente, entre mayor sea el valor, mayor resistencia a la fractura presenta en material. Por lo tanto, la resistencia a la rotura es un valor muy importante desde el punto de vista clínico y se expresa en Mpa por mm^2 (28).

Modulo elástico: También llamado módulo de Young, es la constante que relaciona, en la zona elástica-lineal, el esfuerzo de tensión con la deformación (31). Es la relación numérica entre los valores de tensión (T) y deformación (D), se obtiene el módulo de elasticidad o de Young (E), para cada material experimental donde: $E= T/D$. Entre mayor es el módulo elástico del material mayor capacidad de deformación elástica, los valores de módulo elástico están en estrecha relación con la cantidad de carga, tipo de relleno, forma, tamaño y distribución de partículas y grado de viscosidad o fluidez del material (32).

Deformación: Es el punto que indica qué tanto se deforma el material antes de romperse.

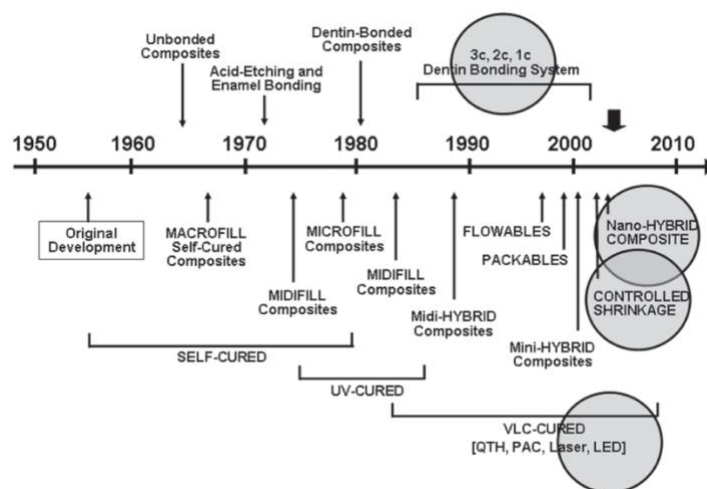
Deformaciones elásticas: Las deformaciones se reparten a lo largo del material, son de pequeña magnitud y si se retirara la carga aplicada, el material recuperaría su forma inicial.

Deformaciones plásticas: si se retira la carga aplicada en dicha zona, el material recupera sólo parcialmente su forma quedando deformada permanentemente (33).

3.2.3.2 Clasificación y generación de la resina

El desarrollo de las resinas compuestas tuvo sus inicios durante la primera mitad del siglo XX donde los silicatos eran los únicos materiales que tenían color del diente y podían ser empleados como material de restauración estético, pero presentaban una gran desventaja, el desgaste que sufrían al poco tiempo de ser colocados. A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos, estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y tenían bajo costo. Lamentablemente, las resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia mucha filtración marginal (34), por lo que se empiezan a observar nuevos cambios en las resinas a partir de 1962 cuando el Dr. Ray L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta, donde se destaca la incorporación de una matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de unión o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno. A partir de entonces, se han observado numerosos avances ya que se continúan investigando prototipos que superarían sus principales deficiencias, sobre todo la contracción de polimerización y el estrés asociado a esta (35).

Ilustración 1. Cronología simple del desarrollo de composites dentales con base a sus tecnologías de relleno y texturas en comparación con los sistemas de curado y las tecnologías de sistemas de unión disponibles (35).



Ferracane realizó una revisión de los compuestos de resina y su evolución en el tiempo y las clasificó de acuerdo con el tamaño de las partículas de relleno teniendo: macro relleno (10 a 50 μ m), micro relleno (40 a 50 μ m), híbrido (10 a 50 μ m) y microhíbridos (0,6 a 1 μ m y 40 nm), nano relleno (1 a 100 nm) y el nano híbrido, que es una combinación de partículas de tamaño microhíbrido y nano relleno, permitiéndonos un abanico de posibilidades a la hora de escoger las resinas que vamos a utilizar en cada caso (27). Una clasificación similar y aún válida es la propuesta por Lutz y Phillips, que también divide las resinas basado en el tamaño y distribución de las partículas de relleno en: convencionales o macro relleno (partículas de 0,1 a 100 μ m), micro relleno (partículas de 0,04 μ m) y resinas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños) (36).

Resinas de macro relleno o convencionales: tenían tamaños de partículas que superaban 1 micrómetro y rellenos que superaban los 50 micrómetros, brindándole características beneficiosas como alta resistencia, pero siendo deficiente el pulido y lustre de la superficie (22).

Resinas de micro relleno: realmente eran nanocompuestos con partículas esféricas amorfas de sílice las cuales eran de aproximadamente de 40 nm que mejoraron el pulido y brillo, pero afectaron en gran medida la resistencia de las restauraciones por su menor cantidad de relleno.

Resinas híbridas: Están conformadas por grupos poliméricos de la fase orgánica y reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje de 60% o más del contenido total con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 micrómetro, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 micrómetros (22, 37).

Resinas microhíbridas: también conocidas como híbridos modernos fueron los indicados para restauraciones anteriores y posteriores presentando lo mejor de las dos generaciones anteriores: excelente pulido y resistencia.

Resinas de Nano relleno: utilizan el tamaño de partícula nanométrica en la matriz de la resina, con dimensiones alrededor de 1 a 100 nm consideradas partículas discretas aisladas y partículas primarias las superiores a 100 nm, identificando que el tamaño y la forma del relleno influye significativamente sobre la resistencia al

desgaste de la resina, al tener partículas más finas que brindan protección a la matriz de resina (38).

Resinas nano híbridas o reforzadas: combinación de partículas de tamaño microhíbrido y nano relleno que varían entre 5 a 450 nm, silanizadas en su superficie que presenta excelentes propiedades como buena resistencia a la flexión.

3.2.4 RESINAS BULK FILL

Con el objetivo de resolver el problema de la contracción de polimerización y la consiguiente técnica incremental la cual se considera sensible según el operador, aparecieron en el mercado las resinas de relleno masivo o resinas de relleno, la tecnología de este nuevo grupo de materiales varía mucho de un fabricante a otro, entre los principios utilizados, se menciona el uso de monómeros específicos, monómeros coadyuvantes, diferentes foto iniciadores, inclusión de diferentes cargas inorgánicas como fibras de vidrio y el uso de energía ultrasónica previa a la fotopolimerización, también se pueden clasificar según la consistencia en resinas fluidas o de consistencia regular las cuales no requieren de una capa extra para cubrir las (39). Los componentes de estas resinas son similares a las resinas convencionales, la matriz de estas resinas se basa principalmente en monómeros de Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, EBPDMA y algunos han agregado la molécula de Bowen (Bis-GMA:2, Bisfenol glicidil metacrilato) para disminuir su viscosidad (39, 40). Algunas de éstas resinas pueden poseer tecnología SDR "Stress Decreasing Resin" que permite una mayor flexibilidad de las moléculas, incorporación de aliviadores de tensión y cambios en el contenido de relleno que ayudan disminuyendo el estrés de polimerización, este es necesario para aumentar la profundidad de curado y disminuir la diferencia de índice de refracción de luz, adicional los fabricantes utilizaron diferentes fotoiniciadores nuevos más reactivos para que el uso de los incrementos fuese posible (41).

Una de las principales situaciones que se pretende mejorar hoy en día es el tiempo de trabajo en restauraciones extensas, por lo cual se desarrollaron resinas compuestas que permiten la polimerización de espesores en un rango de 4-5 mm

mediante una técnica de monobloque o una sola capa, como las resinas bulk fill que tienen la particularidad de permitirlo, sin embargo, persisten desventajas como baja estética y menores propiedades mecánicas (22, 42). De acuerdo con la norma ISO 4049:2009 se especifican los requisitos para los materiales de restauración a base de polímeros dentales suministrados de una forma adecuada para mezcla mecánica, mezcla manual o activación de energía externa intraoral y extraoral, y destinados principalmente para la restauración directa o indirecta de cavidades en los dientes y para cementar. La profundidad de curado no debe ser menor a 0,5 mm menos de lo establecido por el fabricante (43, 44).

Es posible establecer una clasificación de acuerdo con su viscosidad, indicación de uso y técnica de aplicación de estos materiales: Bulk Fill de viscosidad fluida para ser usada como base cavitaria, activada sónicamente para restauración directa y de viscosidad normal puede ser usada como material de restauración directa (39, 40).

De acuerdo a la técnica de uso, se puede realizar técnica incremental oblicua, técnica de monobloque a dos pasos, técnica de monobloque con activación sónica, técnica de monobloque a un paso (39).

3.2.5 RESINA BULK FILL DE CURADO DUAL

Recientemente, se han introducido composites de resina tipo bulk fill de curado dual como materiales fluidos pasta-pasta. Han surgido en el mercado como una alternativa para minimizar los espacios internos y mejorar la profundidad de polimerización. El objetivo es minimizar los efectos de la atenuación de la luz mediante activación química. La fotoactivación permite un curado rápido y temprano de los composites en las capas superficiales, mientras que, en las capas más profundas, donde la luz se atenúa, la polimerización suplementaria se produce mediante un curado químico más lento. Además, la menor tasa de polimerización antes del fotocurado permite un flujo viscoelástico y reduce el estrés de contracción de la polimerización y minimiza la deficiencia de polimerización en la parte inferior de la restauración mediante la atenuación de la luz, lo que se ha demostrado que

reduce los gaps en los composites de resina de curado dual, el retraso en la fotoactivación de los composites de curado dual podría ser responsable de reducir la formación de espacios, ya que puede reducir el estrés de contracción de la polimerización independientemente del grado de conversión. Además, la presentación fluida comercial pasta-pasta podría presentar un módulo elástico más bajo, lo que puede reducir el estrés de contracción de la polimerización (45).

3.2.6 RESINAS REFORZADAS

Buscando una mayor longevidad y mayor resistencia de los materiales, se ha creado materiales composite reforzado con fibras cortas el cual está diseñada para usarse en zonas que requieran mayores fuerzas; como es la zona de molares y premolares (46). Presentando características como resistencia a la flexión lo que representa una mayor resistencia a la fractura y resistencia de compresión, el cual para su eficacia debe presentar ciertas características como la cantidad de matriz de resina, la longitud de las fibras, la forma de las fibras, la orientación, la adhesión de las fibras a la matriz polimérica y la impregnación de las fibras con la resina (47), al estar las fibras en múltiples direcciones se crea un refuerzo multidireccional en lugar de una o dos direcciones (48), demostrando que podrían detener la propagación de grietas y proporcionar un aumento en la resistencia a la fractura de la resina compuesta (49). Al colocar la resina reforzada como una base del composite tendrá la función de tope, el efecto de refuerzo de los rellenos de fibra se basa en la transferencia de tensión de la matriz de polímero a las fibras, pero también en el comportamiento de la fibra individual como tapón de grietas, para esto las fibras deben tener una longitud mínima de 0,5 y 1,6 mm (46). Se ha demostrado que cuando se realiza este tipo de restauración la capacidad de carga aumenta de 2 a 3 veces más, aumentando la capacidad linealmente a medida que aumentaba el espesor de la capa de la resina reforzada con fibra de vidrio, siendo importante la distancia desde la superficie donde se genera la tensión al punto de iniciación de las fibras (50). Estas resinas pueden imitar estructuralmente la estructura fibrosa de la dentina y se recomiendan para su uso como base cavitaria o materiales de reconstrucción de muñones en grandes cavidades de dientes posteriores vitales o no vitales.

Muchas de las propiedades de los compuestos reforzados con fibra dependen en gran medida de los parámetros microestructurales, como el diámetro de la fibra, la longitud de la fibra, la orientación de la fibra, la carga de la fibra y la adhesión de las fibras a la matriz polimérica (51)

Los compuestos reforzados con fibra, similares a los compuestos rellenos de partículas, exhiben una degradación de sus propiedades cuando se exponen al agua. La difusión del agua se produce principalmente a través de la matriz de resina. Las áreas con una impregnación inadecuada de fibras son más susceptibles a la absorción de agua (52). La sorción de agua está influenciada por múltiples factores, incluida la hidrofilicidad de la matriz de resina, la cantidad de fase inorgánica (fibras y partículas) y la calidad de la silanización. Además, la acción capilar de las fibras puede contribuir a una mayor absorción de agua, lo que resulta en ganancias de masa (53). En los casos en que las fibras de vidrio quedan expuestas durante los procedimientos de acabado y pulido, la sorción de agua a lo largo de la interfaz fibra-resina supera la difusión a través de la matriz polimérica. Este efecto capilar es particularmente evidente en los compuestos reforzados con fibra de vidrio. Además, la contracción de la polimerización puede conducir a la formación de capilares entre la matriz de resina y las fibras de vidrio, especialmente en sistemas de resina con una alta contracción de la polimerización, como los monómeros TEGDMA y Bis-EMA (54).

3.2.6.1 Resina everX Posterior

En el 2013 se lanzó a nivel mundial un nuevo tipo de resina, EverX Posterior, (GC Corporation, Tokio, Japón) el cual es un composite reforzado con fibras de vidrio que ha mejorado las propiedades mecánicas, dentro de las resinas actuales, que forma una subestructura resistente y reforzada para reemplazar dentina (26, 51). El composite reforzado con fibras cortas (everX Posterior) se introdujo como un composite restaurador. Consiste en una combinación de una matriz de resina, fibras de vidrio electrónico silanizadas y rellenos de partículas inorgánicas (5). BIS- GMA, PMMA, relleno de fibras discontinuas de E-glass entre 0,3 y 1,5 mm, vidrio de Bario 74.2 wt%, 53.6 vol% (11, 51).

Está indicado especialmente para cavidades grandes en dientes posteriores como en cavidades con 3 superficies o más, que presenten pérdidas de cúspides, profundas, cavidades obtenidas después de remoción de amalgamas, cavidades donde también estén indicadas inlays y onlays y en dientes con endodoncia (55). Como recomendación principal del fabricante, este material siempre debe estar cubierto con una restauración de resina universal fotopolimerizable, no debe utilizarse como última capa en paredes interproximales ni en superficie, debido a que una de las características de este producto es ser hidrofílico, adicional se necesita tener una superficie que sea resistente a la abrasión. Está contraindicado en recubrimientos pulpares directos, en pacientes con alergias conocidas al monómero metacrilato debe ser evitado e indica que al menos una cavidad horizontal de la cavidad debe exceder los 3mm (34), EverX Posterior (GC Dental, Tokio, Japón) se introdujo para el reemplazo de dentina en áreas grandes, profundas y cavidades de diseño de alto factor C. EverX Posterior se puede utilizar en incrementos de hasta 5 mm en cavidades posteriores extensas para imitar las propiedades de absorción de tensión de la dentina (56).

La resina EverX posterior en espesores de 2 a 4mm al momento de su polimerización presentan un alto porcentaje de conversión en comparación con otras resinas convencionales, debido a que las fibras de vidrio cortas tienen gran importancia al proporcionar una alta profundidad de curación con el tiempo de curado extendido. La similitud entre los índices de refracción fibra/matriz puede permitir penetración de la luz en las partes más profundas del material. Goracci et al. concluyó esta resina exhibía un grado de conversión de 4 mm que es el espesor máximo de polimerización recomendado para el incremento. Siendo la exposición radiante hacia el material con el tiempo de curado de 10 segundos a una irradiancia de 1450 mW/cm² (57).

Dentro de sus características físicas, se indica un a longitud media de las fibras de 800um y un diámetro de 17 µm, las fibras cortas evitan la formación y propagación

de las fracturas en rellenos y en la propia estructura dental, debido a que su resistencia a la fractura es equivalente a la de la dentina y prácticamente el doble que la de cualquier otro material de resina compuesta, esta resistencia está dada por la distribución de las fibras, la interacción en la fuerza de adhesión interfaz (fibra-matriz polimérica) dada por el revestimiento de silano que esta contiene y la resistencia a la tracción de la fibra (58). Y dentro de sus propiedades mecánicas se ha evidenciado que el everX Posterior presenta una tenacidad a la fractura estadísticamente significativamente alta entre 2,4 y 2,88 MPa m^{1/2}, una resistencia a la flexión de 120MPa, resistencia a la fractura de 5,1 Mpa (59).

Para que este composite funcione adecuadamente debe presentar una adherencia suficiente entre la fibra y la matriz polimérica proporcionando una buena transferencia de carga entre los dos ingredientes, lo que asegura que la carga se transfiera a la fibra más fuerte y así es como la fibra realmente funciona como refuerzo. Sin embargo, si la adhesión no es fuerte y si aparecen vacíos entre la fibra y la matriz polimérica, estos vacíos pueden actuar como sitios iniciales de fractura en la matriz y facilitar la descomposición del material (51).

Es de vital importancia saber que el agua, conocida por su naturaleza polar y su tamaño de molécula relativamente pequeño en comparación con las cadenas de polímeros, exhibe propiedades de solvatación efectivas. Cuando una matriz polimérica entra en contacto prolongado con el agua, las moléculas de agua se difunden en la matriz, con la ayuda de su polaridad y tamaño. En el caso de los dimetacrilatos, el agua penetra en la matriz polimérica polar, las interacciones intermoleculares entre las cadenas poliméricas pueden debilitarse, lo que mejora la flexibilidad de la matriz (60).

Al exponerse estos materiales al agua se han encontrado cambios en la composición de los compuestos de resina y variaciones en las metodologías de prueba. Por ejemplo, Tanaka et al. observaron una reducción significativa del 30% en la resistencia a la compresión, la resistencia a la tracción diametral, la resistencia

a la flexión y el módulo elástico de los compuestos tradicionales después del almacenamiento de agua, cabe resaltar que las resinas reforzadas no pueden dejarse expuestas al medio oral (60)

3.2.7 CORE

También llamados reconstructor de muñones, se utiliza a menudo para restaurar la porción coronal de los dientes, con el fin de lograr una forma de retención y resistencia para la preparación. Estos materiales contienen mayor contenido y más tipos de relleno, para proporcionarles mayor resistencia a la fractura, más fácil manipulación, aumento en la resistencia a la flexión. En una revisión sistemática y un metaanálisis para analizar el efecto de diferentes reconstructores de muñones sobre la resistencia a la fractura de dientes tratados endodónticamente, en comparación con resinas compuestas convencionales. El análisis general reveló que la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodónticamente mejoró cuando se utilizó el composite de reconstrucción de muñones. En consecuencia, parece que establecer una mayor resistencia a la fractura en dientes sin pulpa y es crucial en el éxito clínico a largo plazo del tratamiento restaurativo (61).

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Analizar las diferencias de la resistencia compresiva de las resinas One Filtek Bulk Fill (3M) y las resinas everX Posterior (GC).

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Evaluar la resistencia compresiva de la resina everX Posterior.
- Evaluar la resistencia compresiva de la resina One Filtek Bulk Fill(3M).

5. METODOLOGÍA

5.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Estudio de tipo experimental in vitro en cilindros de resina de 3 mm diámetro x 6 mm de altura.

5.2 POBLACIÓN OBJETIVO

Resinas utilizadas para restauración de dientes posteriores profundas con compromiso de dentina. Filtek One Bulk Fill® (3M ESPE, St Paul, MN, EE.UU.) y everX Posterior™ (GC Corporation, Tokio, Japón).

5.2.1 Criterios de selección

5.2.1.1 Criterios de inclusión.

- Resinas con fecha vigente.
- Resinas nuevas.
- Cilindros de resina 3 mm diámetro, 6 mm de altura.

5.2.1.2 Criterios de exclusión.

- Cilindros de resina con burbujas.
- Cilindros con longitud y diámetro inadecuado.

5.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO

5.3.1 Cálculo del tamaño de muestra.

Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisaron 15 muestras en el primer grupo y 15 en el segundo, produciendo un intervalo de confianza bilateral de 95%, donde se detectó una diferencia de medias igual a 19,42293 MPa. Se asumió que la desviación estándar común es de 25 y 25 MPa. Con un estimado de pérdida de muestras del 20%.

5.3.2 Diseño de muestreo.

Se confeccionaron 30 muestras con el fin de aplicar la prueba de resistencia a la compresión. De cada material, se realizaron 15 muestras cilíndricas utilizando moldes de teflón, de 3 mm de diámetro x 6 mm de altura (ver ilustración 6), de acuerdo con las normas ISO 604 para las propiedades compresivas de los plásticos y ASTM D695 para ensayos de compresión de plásticos rígidos.

Los materiales utilizados fueron Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St Paul, MN, EE.UU.) y everX Posterior™ (GC Corporation, Tokio, Japón). Se colocaron en los moldes mediante técnica en bloque, en capas de 3 mm y cada capa se fotopolimerizó independientemente. Para asegurar la polimerización completa del material se utilizó una lámpara de fotocurado Bluephase (Ivoclar Vivadent, AG Schaan, Liechtenstein) con una potencia de 1200 mW/cm², durante 10 s. La punta de la lámpara fue colocada en el extremo más cercano al incremento para evitar que se incrementara la distancia y se disminuyera la intensidad de la luz (ver ilustración 3 y 4).

Para proporcionar una superficie perfectamente plana de la primera y última capa, se procedió a la polimerización a través de una tira de Mylar transparente colocada sobre una placa de vidrio.

Para el análisis cuantitativo del comportamiento de compresión de los materiales compuestos, las muestras se sometieron a la prueba 24 horas después de su confección, tiempo en el que fueron almacenadas en el Hygro bath (Whip Mix, Louisville, KY, EE. UU.) al 100% de humedad a 37°C (ver ilustración 5).

Las muestras fueron divididas en 2 grupos de 15 muestras cada uno.

Las muestras del grupo 1, en este grupo se trabajó con resina compuesta Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St Paul, MN, EE. UU.).

El grupo 2, en este grupo se trabajó con resina compuesta con la resina reforzada con fibra de vidrio everX Posterior™ (GC Corporation, Tokio, Japón),

Todos los procedimientos antes mencionados fueron efectuados apegados a las recomendaciones de los fabricantes. Las muestras fueron preparadas por un mismo operador para evitar error sistemático.

5.3.3 Método de prueba de resistencia compresiva.

En la prueba de compresión se aplicó una fuerza axial a una tasa de deformación constante a una muestra cilíndrica, cuya longitud es el doble de su diámetro, lo que establece tensiones de tracción y cortante dentro del material que causan fallas. Se utilizaron placas de compresión de acero para aplicar la carga de deformación a la muestra de ensayo, construidas de manera que la carga sea axial y se transmita a través de las superficies planas de la base de los cilindros, paralelas entre sí y perpendiculares al eje de carga.

Las muestras fueron colocadas una maquina universal de ensayos Shimadzu AG-SI Series (Corporación Shimadzu, Tokio, Japón) cada muestra se sometió a una fuerza de compresión en dirección axial al eje mayor de la muestra a un 1 Newton con una velocidad de desplazamiento de 0,5 mm/min, se registraron las curvas de fuerza aplicada (N) - deformación absoluta (mm) para las 15 muestras de cada material y se calculó la resistencia máxima a la compresión, la deformación y modulo elástico (ver ilustración 6). Los resultados fueron registrados con el software Trapezium2® (Microsoft Corp. Redmond, WA. EE. UU.) (Ver tabla 8 en anexos).

5.4 DEFINICIÓN DE VARIABLES

5.4.1 Variables.

Resistencia compresiva, tipo de material, deformación, modulo elástico.

5.4.2 Cuadro operacional de las variables

Tabla 1. Definición operacional de las variables

Variable	Definición operacional	Tipo / nivel de medición	Valores posibles	Fuente de información
RESISTENCIA COMPRESIVA	Fuerzas que se realiza hacia el mismo eje que pretenden comprimir o acortar un objeto	Cuantitativa de razón	MPa	Maquina universal de ensayos Shimadzu AG-SI Series
TIPO DE MATERIAL	Resinas utilizadas para restauración en sector posterior en cavidades profundas con compromiso dentinal.	Cualitativa nominal.	Filtek One Bulk Fill ® y everX Posterior	Cilindros de resina
DEFROMACIÓN	Modo de deformación en que el material no regresa a su forma original después de retirar la carga aplicada	Cuantitativa de razon	Porcentaje (%)	Software Trapezium2®
MODULO ELÁSTICO	Medida relacionada con la tensión sobre una medida relacionada con la deformación	Cuantitativa de razon	Mpa/Gpa	Software Trapezium2®

5.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se realizó una tabla en Excel donde se diligenciaron los datos obtenidos exportados del programa estadístico software Trapezium2® (Microsoft Corp. Redmond, WA. EE. UU.). Para el análisis univariado se utilizaron medidas de tendencia central como mínimo, máximo, media, mediana, y desviación estándar, adicional los resultados se presentaron en graficas. Para el análisis de las muestras independientes se utilizó la prueba paramétrica T- Student, teniendo en cuenta un nivel de significancia $p < 0.05$ para hacer la comparación entre las resinas.

5.6 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Las consideraciones éticas del presente estudio se basan en las disposiciones éticas conforme a la resolución 8430 de 1993 expedida por el Ministerio de Salud de Colombia y por la declaración de Helsinki, en los cuales se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud.

De acuerdo con la Resolución 8430 de 1993, según el artículo 11, la presente investigación se encuentra clasificada como investigación sin riesgo, ya que en esta se emplean técnicas y métodos de investigación experimentales in vitro.

A su vez, se señala que este estudio no implicó riesgos inmediatos ni tardíos para ningún sujeto dado que la unidad de análisis fueron probetas que contenían muestras de materiales odontológicos inertes de investigación.

Este estudio, fue realizado directamente por un técnico apto en sus capacidades físicas, psicológicas, académicas y certificado ante la norma vigente, quien fue contactado por sus investigadores, al contar con conocimiento y experiencia para llevar a cabo un protocolo estandarizado para el procesamiento y análisis de la muestra.

6. RESULTADOS

Se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para evaluar la distribución de los datos. La muestra consiste en 30 medidas de tres variables: Resistencia compresiva, Módulo elástico representado en Mpa, Deformación representado en porcentaje (%). Se calculan los parámetros de normalidad (media y desviación estándar) para cada variable y se evidencia que la prueba cumple con una distribución normal con una Sig. Asintótica (bilateral) de ,200^{c,d} en las tres variables. Ver tabla 2.

Para el Grupo de resinas everX Posterior™:

Resistencia compresiva: El valor mínimo es 196.14 Mpa, el valor máximo es 318.00 Mpa, la media es 255.87 Mpa, la mediana es 248.57 Mpa y una desviación estándar de 35.77.

Porcentaje de Deformación: El valor mínimo es 8.45%, el valor máximo es 12.48%, la media es 10.46%, la mediana es 10.37% y una desviación estándar de 1.05.

Módulo elástico: El valor mínimo es 2243.65 Mpa (2,24365 Gpa), el valor máximo es 3518.22 Mpa (3,52 Gpa), la media es 2934.44 Mpa (2,93 Gpa), la mediana es 2934.49 Mpa (2,93 Gpa) y una desviación estándar de 0,414 (ver tabla 3).

Para el Grupo de resinas Filtek™ One Bulk Fill ®:

Resistencia compresiva: El valor mínimo es 172.42 Mpa, el valor máximo es 267.36 Mpa, la media es 221.69 Mpa, la mediana es 220.58 Mpa y una desviación estándar de 28.02.

Porcentaje de Deformación: El valor mínimo es 5.38%, el valor máximo es 12.10%, la media es 8.47%, la mediana es 8.65% y la desviación estándar es 1.71.

Módulo elástico: El valor mínimo es 2389.36 Mpa (2,39 Gpa), el valor máximo es 3156.02 Mpa (3,16 Gpa), la media es 2736.85 Mpa (2,73 Gpa), la mediana es 2721.22 Mpa (2,72 Gpa) y la desviación estándar es 0,191 (Ver Tabla 3).

La tabla presenta los resultados de la prueba estadística T- Student, realizada en muestras independientes para tres variables para comparar al grupo de everX Posterior™ y Filtek™ Bulk Fill y saber las diferencias en resistencia compresiva, porcentaje de deformación y modulo elástico (Ver tabla 4).

Para la variable de Resistencia compresiva:

Se encontró un valor de t de 2.914 con 28 grados de libertad y una significancia de p 0.007 encontrando una diferencia significativa entre los grupos donde se encontró un mayor valor de resistencia compresiva en la resina everX Posterior™. La diferencia de medias fue de 34.18293 con un intervalo de confianza del 95% para la diferencia inferior de 10.15218 y superior de 58.21369 (Ver tabla 4 e ilustración 2).

Para la variable de porcentaje de deformación:

Se encontró un valor de t de 3,838 con 28 grados de libertad y una significancia de p 0,001 encontrando una diferencia significativa entre los grupos donde la resina everX Posterior™ presento un porcentaje mayor de deformación. La diferencia de medias fue de 1,98834 con un intervalo de confianza del 95% para la diferencia inferior de 0,92702 y superior de 3,04966 (Ver tabla 4 e ilustración 3).

Para la variable de modulo elástico:

Se encontró un valor de t de 1,678 con 28 grados de libertad y una significancia de p 0,104 donde no se encontró una diferencia significativa entre los grupos. La diferencia de medias fue de 197,58467 con un intervalo de confianza del 95% para la diferencia inferior de -43,60530 y superior de 438,77463 (Ver tabla 4 e ilustración 4).

Ilustración 2. Resistencia compresiva, grupo 0: everX Posterior™, grupo 1: Filtek™ Bulk Fill

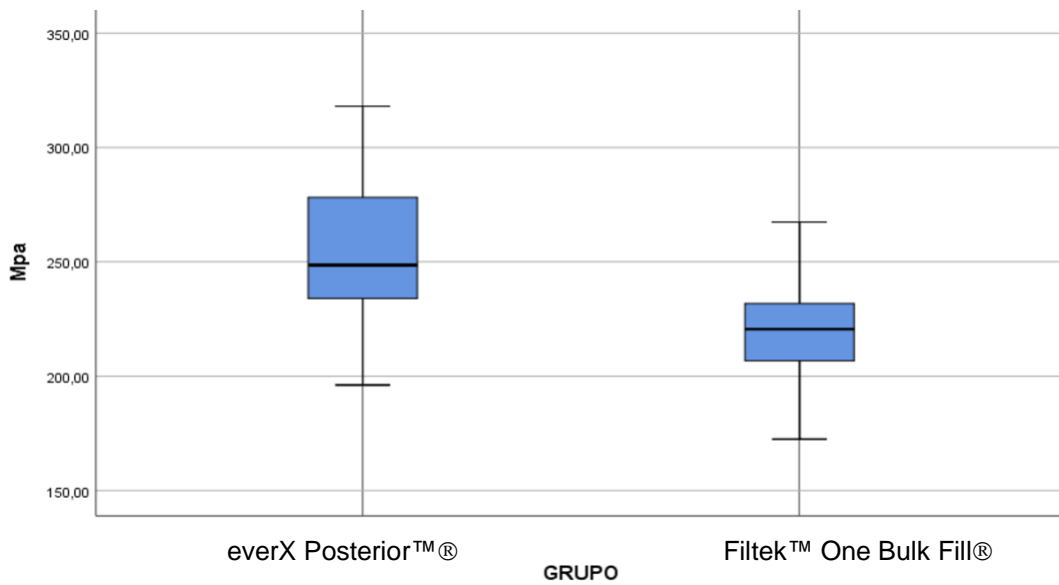


Ilustración 3. Porcentaje de deformación, grupo 0: everX Posterior™, grupo 1: Filtek™ Bulk Fill

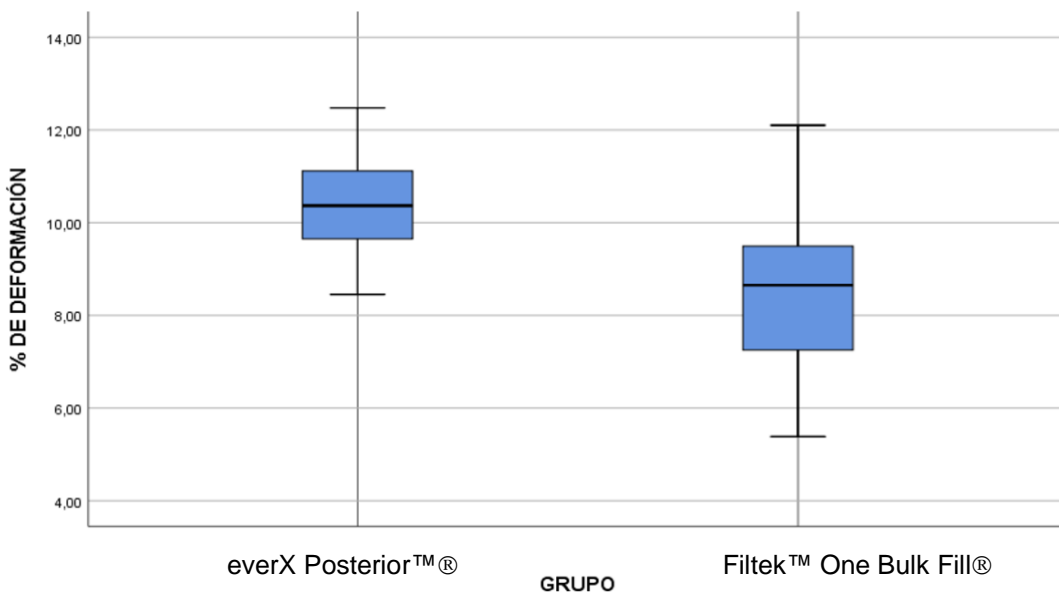
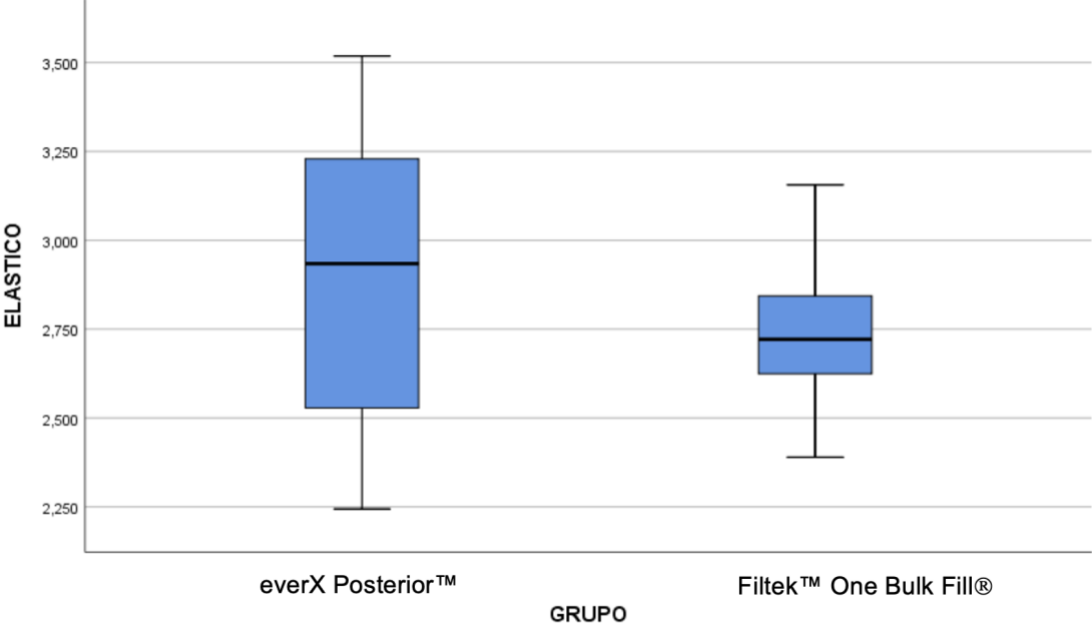


Ilustración 4. Modulo elástico, grupo 0: everX Posterior™, grupo 1: Filtek™ Bulk Fill en Gpa.



7. DISCUSIÓN

El presente estudio tuvo como finalidad Analizar las diferencias de la resistencia compresiva de las resinas One Filtek Bulk Fill ®(3M) y las resinas everX Posterior (GC), que son utilizadas en dientes con compromiso dentinal y con tratamiento de conducto. Se realizaron cilindros de resina con dos incrementos cada uno de 3mm para un tamaño total de 6 mm de altura x 3 mm de diámetro y cada muestra se sometió a una fuerza de compresión.

Los resultados del presente estudio mostraron que las resinas evaluadas presentaron diferencias significativas en cuanto a los valores de resistencia a la compresión y en el porcentaje de deformación (tabla 4), lo que nos podría indicar que entre mayor resistencia a la compresión menor es la deformación del material.

La resistencia a las diferentes fuerzas oclusales que una resina compuesta puede soportar en la cavidad oral es un indicador crítico que evalúa la calidad del material restaurador para el sector anterior y posterior. En el presente estudio, se evaluó la resistencia compresiva de las resinas One Filtek Bulk Fill ®(3M) y las resinas everX Posterior (GC). Esta es una propiedad mecánica importante, debido a que durante la masticación y trituración de alimentos se producen cargas oclusales excesivas las cuales, son capaces de generar fracturas en la pieza dentaria y/o restauración. Estas fracturas pueden conllevar a futuras complicaciones postoperatorias como hipersensibilidad, caries adyacente a la restauración y filtración marginal disminuyendo la longevidad del tratamiento restaurador (62).

De acuerdo con los autores como Bijelic-Donova et al., el cual evaluó la resina everX Posterior (GC), utilizando 10 cilindros de 4 mm de diámetro y 6 mm de altura, obtuvo como resultados una resistencia compresiva de 247Mpa, valor similar a la presente investigación, mostrando mayor resistencia a la fractura y teniendo fallas catastróficas menores que las resinas convencionales, esto se atribuyó a las fibras cortas a escala milimétrica que superan la longitud crítica de la fibra, lo cual permite la transferencia de tensiones de la matriz a las fibras, además la cadena lineal del

polímero PMMA y la matriz polimérica de BisGMA y TEGMA contribuyeron al endurecimiento de la resina al presentarse como una fase combinada. Las fibras cortas orientadas aleatoriamente proporcionan un efecto de refuerzo isotrópico, indicando que la fuerza del material es independiente de la dirección de la carga de fractura y es la misma en todas las direcciones. El estudio también coincide en que la elección del material influye en la resistencia a la fractura de las restauraciones, esta resistencia se ve reflejada dentro de los compuestos de la resina convencional en su parte orgánica la cual no tiene buena respuesta bajo condiciones de estrés mientras que el tipo y la rigidez de las resinas con refuerzo de fibra son dominantes sobre las propiedades de matriz orgánica siendo principalmente importante la cantidad de fibras encontradas en la misma (63).

R.C. Petersen en su estudio evaluó las propiedades de fuerza flexural, módulo de flexión, resistencia y deformación en amalgamas, resinas con relleno de partículas y reforzadas con fibras de vidrio, encontró que todas las propiedades mecánicas aumentaron en los compuestos reforzados con fibra en comparación con los que no presentaban el relleno, y que al analizar el fallo en las restauraciones reforzadas con fibra de vidrio se asoció que la longitud de la fibra era directamente proporcional con la profundidad del grado de fractura, concluyendo que la combinación de estas propiedades debería mejorar la estabilidad dimensional a lo largo de los márgenes de la restauración para transferir la presión de manera más uniforme para contrarrestar los focos de tensión de la interfaz del diente y disminuir la colonización bacteriana al tener una superficie estable, similar al presente estudio donde la resina reforzada con fibra de vidrio everX Posterior presentó un mayor valor de resistencia compresiva y porcentaje de deformación (64).

Estudios similares realizó Meenakumari en 2018, donde comparó 5 resinas evaluando resistencia compresiva, flexural, módulo de flexión y nano dureza de Filtek Z350, SureFil SDR, ClearFil Majesty, Ever X y Tetric Evo Ceram bulk fill, obteniendo resultados con diferencias significativas entre las resinas, mostrando un mejor desempeño de la resina everX posterior el cual fue el material con el valor

más alto de la resistencia a la compresión, pudiendo ser consecuente al tipo de partícula y porcentaje de relleno que le aporta resistencia a la fractura del material al contener fibras que aumentan la rigidez y la resistencia a la fuerza de flexión. Comparado con nuestro estudio, en la resistencia a la fractura por fuerza compresiva de la resina everX posterior existió similitud en los resultados obtenidos ya que esta logró el mejor desempeño (65).

En 2014, Hamburger, et al. Realizaron una investigación cuyo objetivo fue investigar la resistencia a la compresión de resinas con diferentes propiedades físicas adheridas como restauración a la dentina en capas de diferentes espesores, obteniendo como resultado que los materiales con relleno nano y compacto tenían una asociación significativa entre el espesor de la capa y la resistencia a la compresión pudiendo concluir que es aconsejable utilizar materiales que sean lo suficientemente resistentes en todos sus espesores (66).

Alshabib, et al. Explica que, en las resinas dentales, es importante evitar valores bajos del módulo de elasticidad, ya que dan como resultado altos niveles de distorsión. De manera similar, la alta resistencia a la flexión también debe abordarse con precaución en materiales que exhiben una flexibilidad excesiva (módulo de elasticidad bajo) porque esto compromete su resistencia general. En tales casos, la distribución de la carga se vuelve desigual, lo que lleva a una falta de distribución horizontal de las fuerzas masticatorias a través del periodonto. En consecuencia, la superficie de la restauración está sujeta a altas cargas de tracción debido a la presión oclusal, lo que potencialmente afecta la adhesión a la estructura dental. Además, las cargas oclusales que actúan sobre los materiales de obturación flexibles dentro de la cavidad pueden inducir una expansión lateral, que en última instancia puede causar fracturas en la superficie del diente (60). En el presente estudio la resina everX Posterior presentó un módulo de elasticidad muy variable, aunque con una mediana mayor a diferencia de la resina One Filtek Bulk Fill (no se encontró diferencia significativa) lo que nos indica que la resina reforzada con fibra de vidrio puede presentar mayor rigidez y menor flexibilidad (tabla 7).

Cada vez más en el mercado existen nuevos compuestos dentales con mejores y diferentes propiedades, por lo que se sugiere realizar mayor cantidad de estudios de estos materiales para obtener mayores alternativas a los odontólogos. Este estudio ha permitido demostrar que la resina everX posterior podría elegirse siendo una buena alternativa para realizar restauraciones posteriores ya que presenta un alto valor de resistencia a la compresión y estaría apto para resistir fuerzas masticatorias y en especial en dientes con cavidades profundas y con compromiso dentinal.

Por esto, el uso de materiales que permitan ser mínimamente invasivos y cuyo objetivo sea favorecer la estructura dental serán los escogidos para realizar odontología biomimética. Estos nuevos materiales prometen mejorar el pronóstico, la estética y función, sin embargo, la falta de evidencia científica respecto al uso de resinas reforzadas con fibra de vidrio sugiere la necesidad de continuar estudios in vitro o clínicos, para determinar con mayor precisión su efectividad como material y técnica restauradora y de esta manera evaluar su efectividad a largo plazo.

8. CONCLUSIONES

Dentro de las conclusiones del presente estudio, los dos tipos de resinas evaluadas: One Filtek Bulk Fill® y las resinas everX Posterior™® se encontró diferencia significativa para la variable de resistencia compresiva, donde se evidenció un mayor valor en la resina everX Posterior™, mientras que la resina One Filtek Bulk Fill® presentó valores más bajos.

En cuanto a la variable deformación entre ambos tipos de resina, se encontró una diferencia significativa entre los grupos, donde la resina everX Posterior™ presentó un porcentaje mayor de deformación.

De acuerdo con los resultados las resinas en la variable de modulo elástico no se encontró una diferencia significativa entre los grupos, pero aun así siendo la resina everX Posterior™® con promedio mayor.

Con anteriores resultados, podemos concluir que las resinas One Filtek Bulk Fill y las resinas everX Posterior™ son resinas que se pueden utilizar en el sector posterior con mínimo riesgo de fractura frente a tratamientos restauradores para dientes con compromiso dentinal y con tratamiento de conducto al tener altos valores de resistencia compresiva siendo la resina everX Posterior mejores resultados.

9. RECOMENDACIONES

Los resultados de esta investigación In-vitro permitirán guiar la elección del material adecuado para realizar restauraciones en el sector anterior y posterior, que presenten tratamiento endodóntico y con compromiso dentinal, con el objetivo de disminuir fracturas en la estructura dental y garantizar una mayor longevidad del de estas. Así mismo ser una base para futuras investigaciones que deseen medir la resistencia compresiva de las diferentes resinas reforzadas y complementadores dentinarios así como su simulación en la realidad clínica ya que se encontró poca evidencia sobre este tipo de materiales. Al igual que dar una iniciativa a realizar investigaciones In-vitro sobre dientes naturales. Lo que permitirá obtener mayor conocimiento y posibilidades para los clínicos al momento de seleccionar el material restaurador.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Demarco F, Collares, K., Correa, M., Cenci, M., Moraes, R., Opdam, N. Should my composite restorations last forever? Why are they failing? Brazilian oral research. 2017;31(suppl 1):92-9.
2. Milicich G. The compression dome concept: the restorative implications. General dentistry. 2017;65(5):55-60.
3. Garchitorena M. Bioactive materials in dentin remineralisation. Odontoestomatology. 2016;18:11-9.
4. Pizzolotto L, Moraes, R. Resin Composites in Posterior Teeth: Clinical Performance and Direct Restorative Techniques. Dentistry journal. 2022;10(12):1-18.
5. Marshall G, Marshall, SJ., Kinney, JH., Balooch, M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. Journal of dentistry. 1997;25(6):441-58.
6. Pitts N. How the detection, assessment, diagnosis and monitoring of caries integrate with personalized caries management. Monographs in oral science. 2009;21.
7. Mackenzie LB, A. The minimally invasive management of early occlusal caries: a practical guide. Primary dental journal. 2014;3(2):34-41.
8. Ji W, Chen, Z., Frencken, J. Strength of tunnel-restored teeth with different materials and marginal ridge height. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2009;25(11):1363-70.
9. Ilie N. Resin-Based Bulk-Fill Composites: Tried and Tested, New Trends, and Evaluation Compared to Human Dentin. Materials (Basel, Switzerland). 2022;15(22):1-13.
10. Magne P, Oganesyanyan, T. CT scan-based finite element analysis of premolar cuspal deflection following operative procedures. The International journal of periodontics & restorative dentistry. 2009;29(4):361-9.
11. Chaple A. Comparación de dos clasificaciones de preparaciones cavitarias y lesiones cariosas: Mount y Hume, y Black. Revista Cubana de Estomatología. 2015;52(2):160-70.

12. Ozsevik A, Yildirim, C., Aydin, U., Culha, E., Surmelioglu, D. Effect of fibre-reinforced composite on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc.* 2016;42(2):82-7.
13. Özyürek T, Ülker, Ö. Demiryürek, EÖ., Yılmaz, F. The Effects of Endodontic Access Cavity Preparation Design on the Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth: Traditional Versus Conservative Preparation. *Journal of endodontics.* 2018;44(5):800-5.
14. Pereira R, Ribas, R., Montanheiro, T., Schatkoski, V., Rodrigues, K., Kito, L., Kobo, L., Campos, T., Bonfante, E., Gierthmuehlen, P., Spitznagel, F., Thim, G. An engineering perspective of ceramics applied in dental reconstructions. *Journal of applied oral science : revista FOB.* 2023;31:1-20.
15. Dorado S, Arias, A., Jimenez-Octavio, JR. Biomechanical Modelling for Tooth Survival Studies: Mechanical Properties, Loads and Boundary Conditions-A Narrative Review. *Materials (Basel, Switzerland).* 2022;15(21):1-35.
16. Imbeni V, Kruzic, J., Marshall, G., Marshall, S., Ritchie, R. The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth. *Nature materials.* 2005;4(3):229-32.
17. Morales-Cáceres LF, Reyes-Montenegro SI, Álvarez-Vanegas SJ, Hernández-Vigueras S. Resistencia a la Fractura de Dientes Tratados Endodónticamente Obturados con Selladores Biocerámicos Versus Selladores Resinosos. *Revisión Sistemática. Int J Odontostomat.* 2019;13(1):31-9.
18. Dong X, Xu, X. Bioceramics in Endodontics: Updates and Future Perspectives. *Bioengineering (Basel, Switzerland).* 2023;10(3):1-30.
19. Simancas V, Díaz, Antonio. Biodentine: a dentine substitute? *Salud UNINORTE.* 2020;36(3):587-605.
20. Henríquez Elimar CA. Terapia pulpar vital en molar permanente joven con TheraBase. Reporte de un caso Vital pulp therapy in a young permanent molar with TheraBase. Case report. *Odous Científica.* 2022;23(2):145-54.
21. Fierascu R. Incorporation of Nanomaterials in Glass Ionomer Cements-Recent Developments and Future Perspectives: A Narrative Review. *Nanomaterials (Basel, Switzerland).* 2022;12(21):1-19.

22. Ferracane J. Resin composite--state of the art. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2011;27(1):29-38.
23. Chesterman J, Jowett, A., Gallacher, A., Nixon, P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British dental journal*. 2017;222(5):337-44.
24. Lu H, Lee, YK., Oguri, M., Powers, JM. Properties of a Dental Resin Composite with a Spherical Inorganic Filler. *Operative Dentistry*. 2023;31(6):734-40.
25. Lassila L, Keulemans, F., Säilynoja, E., Vallittu ,PK., Garoushi, S. Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2018;34(4):598-606.
26. de Moraes R, Gonçalves, Lde S., Lancellotti, AC., Consani, S., Correr-Sobrinho, L., Sinhoretí, MA. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Operative dentistry*. 2009;34(5):551-7.
27. Drummond JL. Degradation, Fatigue, and Failure of Resin Dental Composite Materials. *Journal of Dental Research*. 2008;87(8):710-9.
28. Alzraikat H, Burrow, MF., Maghaireh, GA., Taha, NA. Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. *Operative dentistry*. 2018;43(4):E173-E90.
29. González OS. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva: propiedades, principios, fundamentos. Valparaíso Ud, editor: Universidad de Valparaíso - Editorial; 2006.
30. Guo Y, Bai, W., Liang, Y. Fracture resistance of endodontically treated teeth with cervical defects using different restorative treatments. *Journal of dental sciences*. 2022;17(2):842-7.
31. Castañeda H, Reyes Hernández MC, Graciela Gómez MC, Zitzumbo R, Sánchez J, Alonso S. Análisis del Módulo Elástico y Resistencia a la Ruptura en Mezclas de Nanocompuestos de ABS/TPU. *Conciencia Tecnológica*. 2010;39:5-11.
32. Bonnin CE, Morales MdCU. Evaluación del módulo de elasticidad de materiales estéticos para la restauración de lesiones cervicales. *Revista Cubana de Estomatología*. 2012;49(2):128-35.

33. Ochoa-Guazhco JM, Vintimilla-Coronel SE, Vergara-Sarmiento PF. Comparación de la deformación plástica y elástica entre módulos elastoméricos de tres marcas comerciales en medio alcalino: estudio in vitro. *Polo de conocimiento*. 2022;7(69):1854-72.
34. Bowen R, Marjenhoff, WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Advances in dental research*. 1992;6:44-9.
35. Bayne S. Dental biomaterials: where are we and where are we going? *Journal of dental education*. 2005;69(5):571-85.
36. Braga R, Ballester, RY., Ferracane, JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(10):962-70.
37. Caneppele T, Bresciani, E. Resinas bulk-fill – O estado da arte. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 2016;70(3):242-8.
38. Cramer N, Stansbury, JW., Bowman, CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of dental research*. 2011;90(4):402-16.
39. Corral C, Vildósola, P., Bersezio, C., Alves, E., Fernández, E. Revisión del estado actual de resinas compuestas bulk-fill. *Rev Fac Odontol Univ Antioq*. 2015;27(1):177-96.
40. Roggendorf M, Krämer, N., Appelt, A., Naumann, M., Frankenberger, R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *Journal of dentistry*. 2011;39(10):643-7.
41. Rizzante FD, J. Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dental materials journal*. 2019;38(3):403-10.
42. Tanner J, Tolvanen, M., Garoushi, S., Säilynoja, E. Clinical Evaluation of Fiber-Reinforced Composite Restorations in Posterior Teeth - Results of 2.5 Year Follow-up. *The open dentistry journal*. 2018;12:476-85.
43. ISO. ISO 4049:2019. *isostandards*; 2019. p. 29.

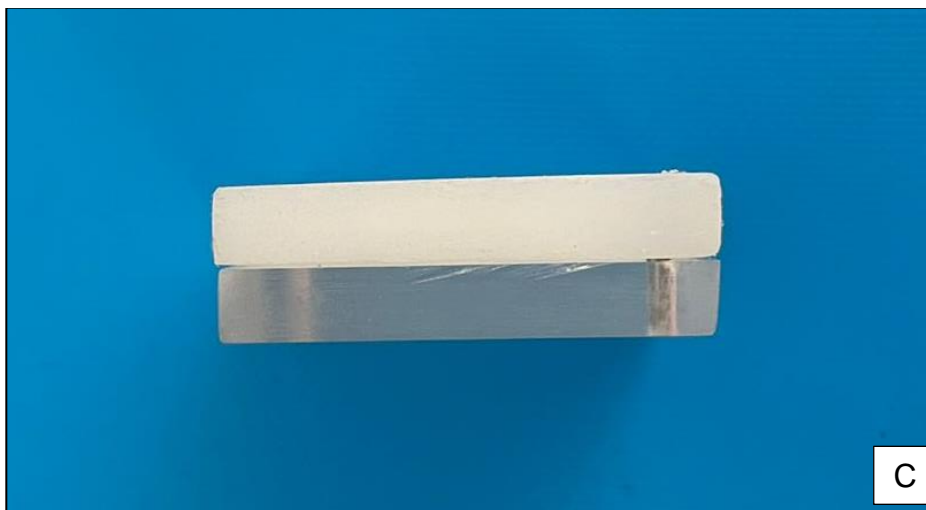
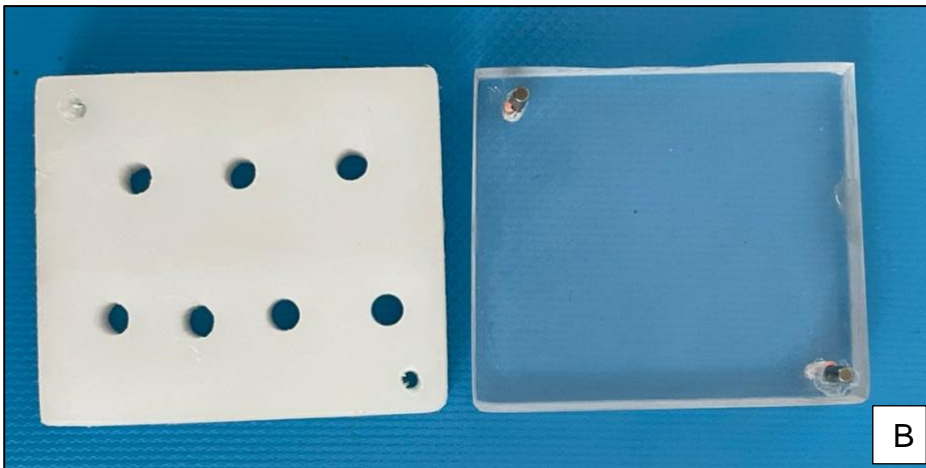
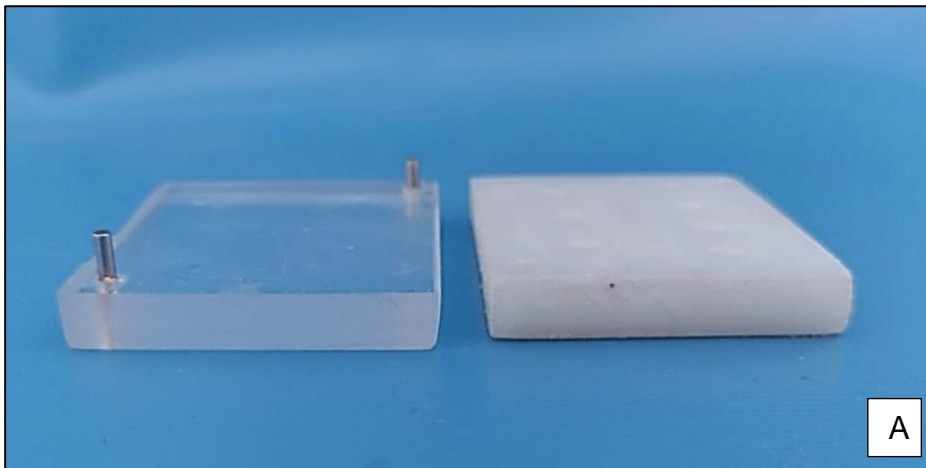
44. Garcia D, Yaman, P., Dennison, J., Neiva, G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative dentistry*. 2014;39(4):441-8.
45. Fraga M, Correr-Sobrinho, L., Sinhoreti, M., Carletti, T., Correr, A. Do dual-cure bulk-fill resin composites reduce gaps and improve depth of cure. *Brazilian dental journal*. 2021;32(5):77-86.
46. Garoushi S, Tanner, J., Vallittu, P., Lassila, L. Preliminary clinical evaluation of short fiber-reinforced composite resin in posterior teeth: 12-months report. *The open dentistry journal*. 2012;6:41-5.
47. Garoushi S, Vallittu, PK., Lassila, LV. Fracture toughness, compressive strength and load-bearing capacity of short glass fibre-reinforced composite resin. *The Chinese journal of dental research : the official journal of the Scientific Section of the Chinese Stomatological Association (CSA)*. 2011;14(1):15-9.
48. Garoushi S, Vallittu, PK., Lassila, LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(11):1356-62.
49. Eapen A, Amirtharaj, LV., Sanjeev, K., Mahalaxmi, S. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with 2 Different Fiber-reinforced Composite and 2 Conventional Composite Resin Core Buildup Materials: An In Vitro Study. *Journal of endodontics*. 2017;43(9):1499-504.
50. Garoushi S, Lassila, LV., Tezvergil, A., Vallittu, PK. Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *Journal of dentistry*. 2006;34(3):179-84.
51. Garoushi S, Vallittu, P., Lassila, L. Mechanical Properties and Wear of Five Commercial Fibre-Reinforced Filling Materials. *The Chinese journal of dental research : the official journal of the Scientific Section of the Chinese Stomatological Association (CSA)*. 2017;20(3):137-43.
52. Matinlinna J, Lung, C., Tsoi, J. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2018;34(1):13-28.

53. Al Sunbul H, Silikas, N., Watts DC. Resin-based composites show similar kinetic profiles for dimensional change and recovery with solvent storage. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2015;31(10):201-17.
54. Ortengren U, Wellendorf, H., Karlsson, S., Ruyter, I. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(12):1106-15.
55. Garoushi S, Gargoum, A., Vallittu, PK., Lassila, L. Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2018;9(3):e12330.
56. Albergaria L, Scotti, C., Mondelli, R., Vega, H., Faggion, C., Bombonatti, J., Velo, M. Effect of nanofibers as reinforcement on resin-based dental materials: A systematic review of in vitro studies. *The Japanese dental science review*. 2023;59:239- 52.
57. Lempel E, Őri, Z., Szalma, J., Lovász, B., Kiss, A., Tóth, Á., Kunsági-Máté, S. Effect of exposure time and pre-heating on the conversion degree of conventional, bulk-fill, fiber reinforced and polyacid-modified resin composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2019;35(2):217-28.
58. Garoushi S, Hatem, M., Lassila, LVJ., Vallittu, PK. The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*. 2015;1(1):6-12.
59. Abdul-Monemet GE, Al-Abbassy Fayza. Effect of aging on the flexural strength and fracture toughness of a fiber reinforced composite resin versus two nanohybrid composite resins. *Alexandria Dental Journ*. 2016;41:328-35.
60. Alshabib A, Silikas N, Algamaiah H, Alayad AS, Alawaji R, Almogbel S, et al. Effect of Fibres on Physico-Mechanical Properties of Bulk-Fill Resin Composites. *Polymers*. 2023;15(16):1-13.
61. Zarow M, Dominiak, M., Szczeklik, K., Hardan, L., Bourgi, R., Cuevas, C., Zamarripa, J., Kharouf, N., Filtchev, D. Effect of Composite Core Materials on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth: A Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies. *Polymers*. 2021;13(14):1-9.

62. Naranjo M OP, Díaz M, Gómez M, Patiño MC. Resistencia a la fractura de dientes intactos y restaurados con resina sometidos a carga constante. *Rev CES Odont.* 2007;20(2):30-8.
63. Bijelic-Donova J, Garoushi, S., Vallittu, P., Lassila, L. Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2016;115(1):95-102.
64. Petersen R, Liu, P. Mechanical Properties Comparing Composite Fiber Length to Amalgam. *Journal of composites.* 2016;2016:1-13.
65. Meenakumari C, Bhat K., Bansal, R., Singh, N. Evaluation of Mechanical Properties of Newer Nanoposterior Restorative Resin Composites: An In vitro Study. *Contemporary clinical dentistry.* 2018;9(Suppl 1):S142-S6.
66. Hamburger J, Opdam, N., Bronkhorst, E., Roeters, J., Huysmans, M. Effect of thickness of bonded composite resin on compressive strength. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2014;37:42-7.

ANEXOS

Ilustración 5. Molde para elaboración de cilindros de resina



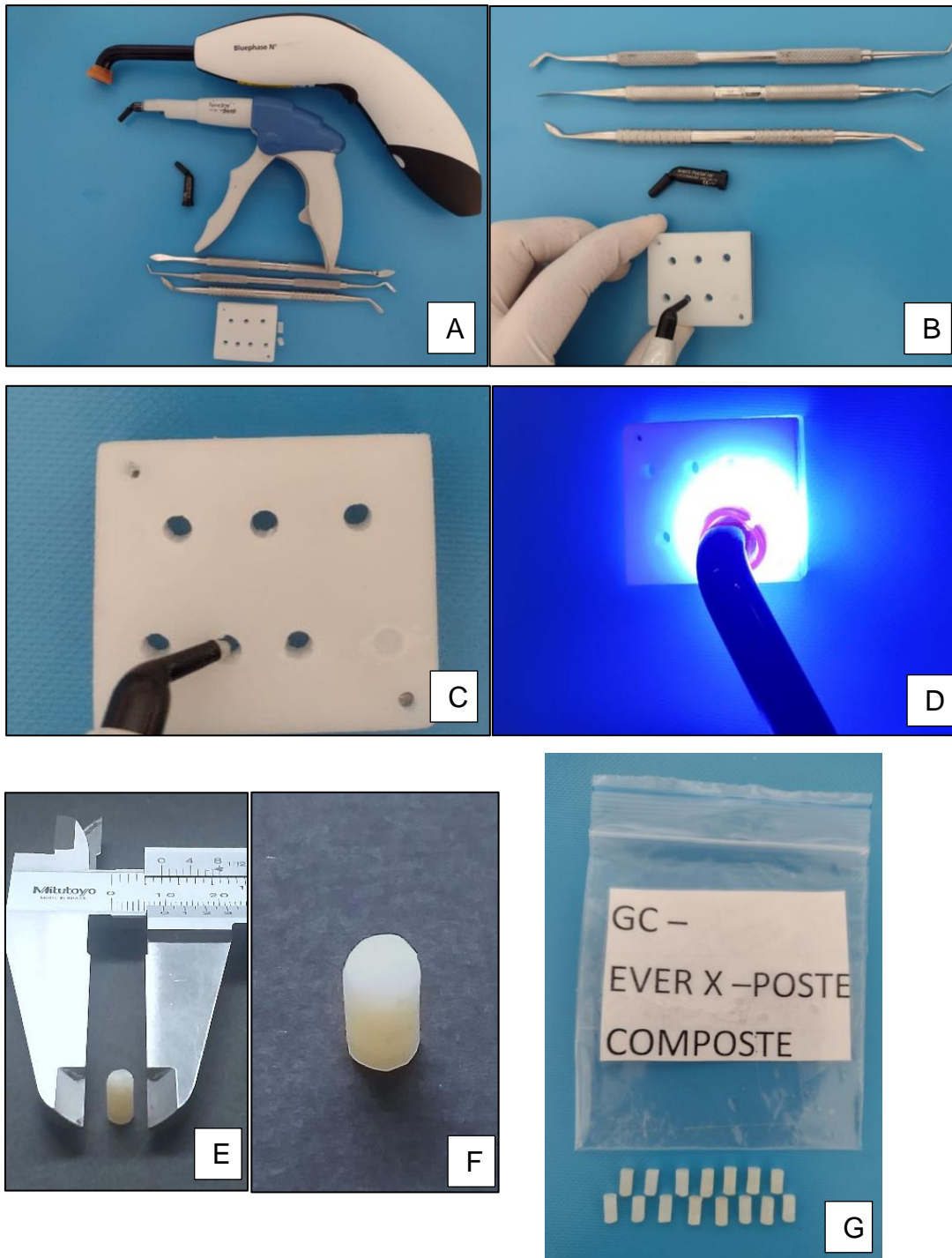
A. Vista molde en sus dos partes B. Vista superior C. Molde ensamblado.

Ilustración 6. Fabricación de cilindros de resina Filtek™ One Bulk Fill (3M)



- A. Materiales utilizados para la fabricación de los cuerpos de muestra. B y C. Proceso de fabricación de muestras y empaquetamiento de resina. D. Proceso de fotocurado E. Estandarización de muestras. F. Muestra pulida. G. Grupo final de muestras resina Bulk Fill.

Ilustración 7. Fabricación de cilindros de resina Ever X Posterior (GC).



- A. Materiales utilizados para la fabricación de los cuerpos de muestra. B y C. Proceso de fabricación de muestras inyección de resina Ever X Posterior D. Proceso de fotocurado E. Estandarización de muestras. F. Muestra pulida. G. Grupo final de muestras resina Bulk Fill.

Ilustración 8. Almacenamiento en el Hygro bath (Whip Mix, Louisville, KY, EE. UU.) al 100% de humedad a 37°C.



Ilustración 9. Ensayo mecánico de Resistencia compresiva



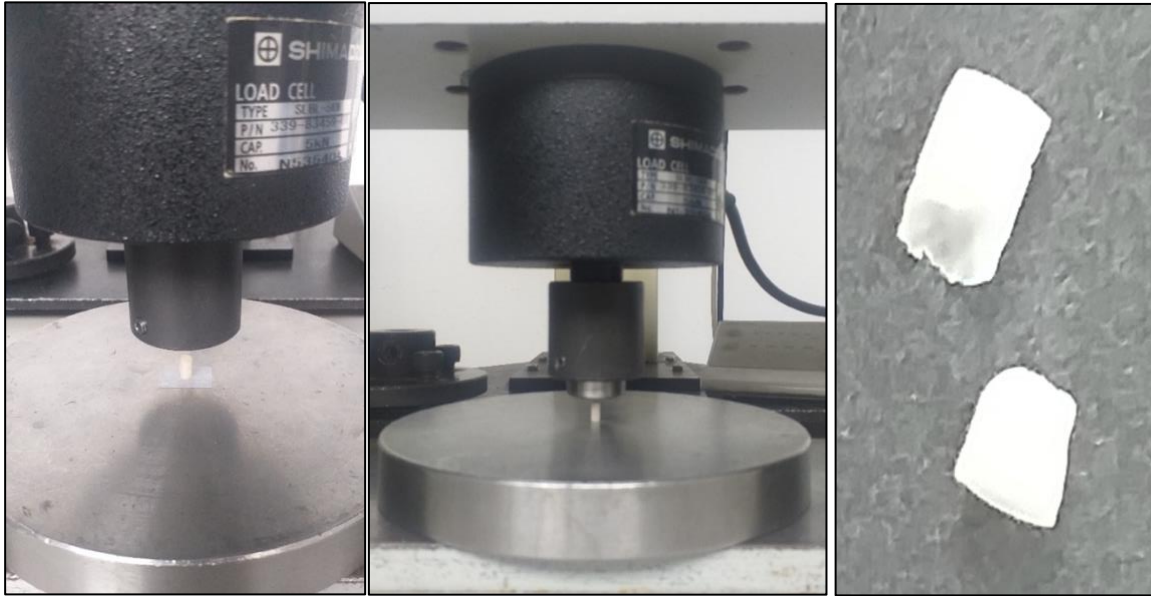


Tabla 2. Prueba de Kolmogorov-Smirnov distribución de los datos.

		RESISTENCIA COMPRESIVA (Mpa)	% DE DEFORMACIÓN	MODULO ELÁSTICO (Mpa)
N		30	30	30
Parámetros normales ^{a,b}	Media	238,7791	9,4642	2835,6470
	Desv. Desviación	36,03883	1,72232	332,40089
Máximas diferencias extremas	Absoluto	0,111	0,111	0,129
	Positivo	0,111	0,060	0,129
	Negativo	-0,085	-0,111	-0,093
Estadístico de prueba		0,111	0,111	0,129
Sig. asintótica(bilateral)		,200 ^{c,d}	,200 ^{c,d}	,200 ^{c,d}

Tabla 3. Resultados

			RESISTENCIA COMPRESIVA (Mpa)	% DE DEFORMACIÓN	MODULO ELÁSTICO (Mpa)	MODULO ELÁSTICO (Gpa)
GRUPO	everX Posterior™:	Mínimo	196,14	8,45	2243,65	2,24365
		Máximo	318,00	12,48	3518,22	3,51822
		Media	255,87	10,46	2934,44	2,93444
		Mediana	248,57	10,37	2934,49	2,93449
		Desviación estándar	35,77	1,05	414,04	0,4
GRUPO	Filtek™ Bulk Fill	Mínimo	172,42	5,38	2389,36	2,38936
		Máximo	267,36	12,10	3156,02	3,15602
		Media	221,69	8,47	2736,85	2,73685
		Mediana	220,58	8,65	2721,22	2,72122
		Desviación estándar	28,02	1,71	191,13	0,2

Tabla 4. Resultados de la prueba estadística T- Student

				Prueba t para la igualdad de medias							
				t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia		
									Inferior	Superior	
RESISTENCIA COMPRESIVA (Mpa)	Se asumen varianzas iguales	1,881	0,181	2,914	28	0,007	34,18293	11,73144	10,15218	58,21369	
	No se asumen varianzas iguales			2,914	26,484	0,007	34,18293	11,73144	10,09005	58,27581	
% DE DEFORMACIÓN	Se asumen varianzas iguales	2,069	0,161	3,838	28	0,001	1,98834	0,51812	0,92702	3,04966	
	No se asumen varianzas iguales			3,838	23,265	0,001	1,98834	0,51812	0,91720	3,05947	
MODULO ELÁSTICO (Mpa)	Se asumen varianzas iguales	11,671	0,002	1,678	28	0,104	197,58467	117,74513	-43,60530	438,77463	
	No se asumen varianzas iguales			1,678	19,707	0,109	197,58467	117,74513	-48,26147	443,43081	

Tabla 5. Resultados registrados con el software Trapezium2® (Microsoft Corp. Redmond, WA. EE.UU.)

Filtek One Bulk Fill

Units	MPa	% deformación	Modulo de elástico
3M-FILTEK - 1	225.379	7.53333	2848.22
3M-FILTEK - 2	220.693	6.8	2631.66
3M-FILTEK - 3	220.582	6.96667	2629.71
3M-FILTEK - 4	172.418	6.46667	2874.95
3M-FILTEK - 5	180.641	8.65	2551.19
3M-FILTEK - 6	236.345	8.85	2838.79
3M-FILTEK - 7	203.122	8.5	2632.94
3M-FILTEK - 8	199.607	7.88333	2578.61
3M-FILTEK - 9	259.688	9.6	3156.02
3M-FILTEK - 10	267.248	10.5333	2389.36
3M-FILTEK - 11	214.572	9.43333	2721.22
3M-FILTEK - 12	227.147	5.38333	2817.91
3M-FILTEK - 13	210.284	8.8	2786.61
3M-FILTEK - 14	267.358	12.1	2619.61
3M-FILTEK - 15	220.231	9.55	2976.02
Mean	221.69	8.47	2736.854667
Standard deviation	28.02	1.71	191.126129

Ever X Posterior

Units	MPa	% deformación	Modulo de elástico
GC-EVERX - 1	305.732	12.475	2934.49
GC-EVERX - 2	205.951	11.2667	2802.63
GC-EVERX - 3	239.417	9.93333	2491.21
GC-EVERX - 4	274.388	11.0333	3434.84
GC-EVERX - 5	287.582	9.65	2243.65
GC-EVERX - 6	228.586	11.15	2526.78
GC-EVERX - 7	215.942	8.45	3147.56
GC-EVERX - 8	248.569	9.65	2890.78
GC-EVERX - 9	318	11.6417	3518.22
GC-EVERX - 10	273.083	11.05	3417.73
GC-EVERX - 11	246.403	9.48333	3198.91
GC-EVERX - 12	196.136	10.275	2422.47
GC-EVERX - 13	272.551	9.36667	2529.15
GC-EVERX - 14	281.947	11.0833	3209.52
GC-EVERX - 15	243.772	10.3667	3248.65
Mean	255.87	10.46	2934.439333
Standard deviation	35.77	1.05	414.0405079