



**RESISTENCIA COMPRESIVA DE RESINAS COMPUESTA
NANOHÍBRIDAS, ZAFIRA LIGHT CURING COMPOSITE®, 3M™ FILTEK™ Z250
XT® Y TETRIC N CERAM®**

AUTORES

**MONTOYA MUÑOZ LEIDY MARYAN
RESTREPO MONTOYA JUAN FERNANDO**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO
INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
POSGRADO DE REHABILITACIÓN ORAL
SANTIAGO DE CALI
01 DE JUNIO DE 2025**



**RESISTENCIA COMPRESIVA DE RESINAS COMPUESTA
NANOHÍBRIDAS, ZAFIRA LIGHT CURING COMPOSITE®, 3M™ FILTEK™
Z250 XT® Y TETRIC N CERAM ®**

AUTORES

MONTOYA MUÑOZ LEIDY MARYAN
RESTREPO MONTOYA JUAN FERNANDO

DIRECTOR

DRA. JULIANA ZULUAGA
ESPECIALISTA EN BIOMATERIALES Y ESTÉTICA DENTAL

CODIRECTORA

DRA. ALEJANDRA ORDOÑEZ MOLINA
MAGÍSTER EN EPIDEMIOLOGIA

ASESOR ESTADÍSTICO

DR. JULIÁN TAMAYO
MAESTRIA EN LOGÍSTICA INTEGRAL

**COLEGIO ODONTOLÓGICO
INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
ESPECIALIZACIÓN REHABILITACIÓN ORAL**



Nota de aceptación

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Santiago de Cali, 24 de junio de 2025

DEDICATORIA

"Detrás de cada logro hay esfuerzo, detrás de cada esfuerzo hay dedicación, y detrás de cada dedicación hay una gran motivación."

Dedicamos este trabajo a nuestros padres, quienes nos inculcaron el valor del estudio como la herramienta fundamental para el crecimiento y la superación personal. Gracias a su ejemplo de disciplina y constancia, comprendimos que el conocimiento no solo abre puertas, sino que también transforma realidades y permite alcanzar nuevas metas

Este logro es el resultado de la dedicación y el compromiso que nos enseñaron desde el principio, recordándonos siempre que el esfuerzo y la preparación son la clave para enfrentar cualquier desafío.

AGRADECIMIENTOS

Queremos dedicar unas palabras de profundo agradecimiento a quienes han sido pilares fundamentales en este camino.

A nuestros padres, por ser nuestra fuente inagotable de apoyo y amor. Su ejemplo de esfuerzo, dedicación y sacrificio nos han guiado a lo largo de este camino académico. Su confianza en nuestras capacidades y su constante motivación han sido el motor que nos impulsó a alcanzar esta meta. Este logro es también suyo.

A nuestros docentes, quienes con su conocimiento, paciencia y compromiso nos han brindado las herramientas necesarias para nuestro crecimiento académico y profesional. En especial, a aquellos que participaron en la elaboración de este proyecto cuyo acompañamiento y valiosas sugerencias fueron clave para el desarrollo de esta investigación.

A nuestros compañeros de especialización, con quienes compartimos aprendizajes, desafíos y momentos inolvidables. Su amistad y apoyo fueron fundamentales para hacer de este recorrido una experiencia enriquecedora y gratificante.

Asimismo, queremos agradecer a todas las personas que, de una u otra manera, contribuyeron a la realización de esta tesis, ya sea brindándonos su tiempo, compartiendo sus conocimientos o motivándonos en los momentos de dificultad.

Finalmente, dedicamos este trabajo a todos aquellos que creen en el poder del esfuerzo y la perseverancia, recordándonos que cada desafío es una oportunidad para crecer y superarnos.

TABLA DE CONTENIDO

1.1.1	(Paulina Leal-Fonseca & Hernández-Molinar, 2016).....	i
2.	INTRODUCCIÓN	14
3.	PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	17
3.1	PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	20
4.	MARCO TEÓRICO	21
4.1	Clasificación de resinas compuestas por generación:	23
4.2	Clasificación de resinas por relleno:.....	24
4.3	Componentes de una Resina Compuesta	26
4.3.1	Composición y Funciones de la Matriz Orgánica	26
4.3.2	Rellenos Inorgánicos:	29
4.3.3	Agentes de Unión:	34
4.3.4	Iniciadores y Aceleradores:.....	34
4.3.5	Pigmentos:	35
4.4	Propiedades físicas de la resina:	36
4.4.1	Variación dimensional térmica	37
4.4.2	Conductividad térmica	37
4.4.3	Sorción acuosa	37
4.4.4	Color	38
4.4.5	Radiopacidad	38
4.4.6	Contracción por polimerización:	39
4.5	Propiedades Biológicas de la resina:	40
4.6	Propiedades mecánicas de la resina:.....	40
4.6.1	Tensión y deformación:	40

4.6.2	Tenacidad a la fractura:	42
4.6.3	Modulo elástico.....	42
4.6.4	Resistencia.....	44
4.6.5	Resistencia compresiva:	44
4.7	Datos relevantes de las resinas analizadas:	46
4.7.1	Zafira Light Curing Composite® - New stetic (Ficha Técnica)	46
4.7.2	3M™ Filtek™ Z250 XT® - Solventum (Ficha Técnica).....	48
4.7.3	Tetric N Ceram® (Ivoclar) (Ficha Técnica).....	49
5.	OBJETIVOS.....	51
5.1	OBJETIVO GENERAL	51
5.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	51
6.	METODOLOGÍA.....	52
6.1	DISEÑO DEL ESTUDIO	52
6.2	POBLACIÓN OBJETIVO.....	52
6.2.1	Criterios de selección	52
6.2.1.1	Criterios de inclusión.....	52
6.2.1.2	Criterios de exclusión.....	52
6.3	DISEÑO DE MUESTREO Y TAMAÑO DE MUESTRA	53
6.3.1	Diseño de muestreo.....	53
6.3.2	Cálculo del tamaño de muestra.....	53
6.4	DEFINICIÓN DE VARIABLES.....	55
6.4.1	Variables.....	55
6.4.2	Cuadro operacional de las variables	56
6.5	RECOLECCIÓN DE LA INFORMACIÓN	57
6.5.1	Diseño y fabricación de moldes para especímenes:.....	58

6.5.2	Control de calidad dimensional:.....	58
6.5.3	Prueba piloto y protocolo experimental:	58
6.5.4	Control de calidad dimensional:.....	58
6.5.5	Prueba piloto y protocolo experimental:	59
6.5.5.1	Resultados de la prueba piloto:.....	60
6.5.6	Diseño y Fabricación de Especímenes	61
6.5.6.1	Protocolo de Fotopolimerización	62
6.5.6.2	Control de calidad:	62
6.5.6.2.1	Criterios de Control de Calidad.....	62
6.5.6.3	Ensayo de Resistencia a la Compresión (RC)	63
6.6	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	64
6.7	CONSIDERACIONES ÉTICAS	65
6.7.1	Adquisición de insumos:.....	65
6.7.2	Revisión ética institucional	66
6.7.3	Publicación y Difusión de Resultados	66
6.7.4	Impacto Social.....	66
6.7.5	Bienestar de los Participantes.	67
7.	RESULTADOS.....	68
7.1	Descripción de la Población Objeto de Estudio.....	68
7.2	Resultados obtenidos por resina.....	68
7.3	Correlación medidas de tendencia central.....	71
7.3.1	Análisis multivariado y significancia estadística por variable.	71
7.3.1.1	Fuerza Máxima.....	71
7.3.1.2	Esfuerzo.....	72
7.3.1.3	Extensión.	74

7.3.1.4	Deformación.....	76
7.4	Análisis Comparativo de las Resinas	78
8.	DISCUSIÓN.....	81
9.	RECOMENDACIONES.....	85
9.1	Claridad en la Definición de Variables.....	85
9.2	Diseño Experimental.....	85
9.3	Métodos de Prueba	86
9.4	Análisis Estadístico	86
9.5	Resultados y Discusión.....	86
9.6	Consideraciones Éticas y Reproducibilidad.....	87
9.7	Limitaciones y Áreas de Mejora	87
9.8	Recomendaciones para Investigaciones Futuras	88
10.	CONCLUSIONES	89
10.1	Resistencia Compresiva y Variables Asociadas.....	89
10.2	Tipos de Relleno y su Influencia en la Resistencia Compresiva	90
10.3	Conclusiones por Tipo de Resina.....	91
10.4	Implicaciones Clínicas.....	91
10.5	Recomendaciones para Futuras Investigaciones	92
11.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93
12.	ANEXOS	100

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Principales Monómeros constituyentes de la fase orgánica de Resinas composites.(28).....	29
Tabla 2. Clasificación de rellenos inorgánicos de acuerdo con su morfología(28)	33
Tabla 3. Valores de resistencia compresiva obtenidos en cada resina según literatura.....	54
Tabla 4. Definición de variables.	55
Tabla 5. Definición operacional de las variables.....	57
Tabla 6. Valores de resistencia compresiva. Resultados prueba piloto.....	61
Tabla 7. Resultados prueba resistencia compresiva resina Tetric N ceram®.	69
Tabla 8. Resultados prueba de resistencia compresiva resina Zafira Light Curing Composite®	70
Tabla 9. Resultados prueba de resistencia compresiva resina 3M™ Filtek™ Z250 XT®	71
Tabla 10. Datos estadísticos de cada resina compuesta nanohibrida obtenidos de la variable Fuerza máxima (N).....	71
Tabla 11. Datos estadísticos de cada resina compuesta nanohibrida obtenidos de la variable esfuerzo (Mpa).	72
Tabla 12. Datos estadísticos de cada resina compuesta nanohibrida obtenidos de la variable extensión (mm).	74
Tabla 13. Datos estadísticos de cada resina compuesta nanohibrida obtenidos de la variable Deformación (%).	76
Tabla 11. Resumen por resultado obtenido.	80

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Cronología del desarrollo de las resinas compuestas	24
Gráfico 2. Gráfico tensión/deformación.....	41
Gráfico 3. Representación de límites, proporcional, elástico y de ruptura	43
Gráfico 3. Fractura por carga compresiva.	45
Gráfico 5. Cuerpos de muestra de cada resina.....	59
Gráfico 6. Ensayo de Resistencia a la Compresión de una Muestra en Máquina Universal Tinius Olsen.	60
Gráfico 4. Curvas de Resistencia-Deformación de Resinas Nanohíbridas Tetric N Ceram, Zafira Light Curing Composite®, 3M™ Filtek™ Z250 XT®, prueba piloto.	60
Gráfico 5. Grafica de Resistencia a la compresión en cilindros de 4 mm x 10 mm de resinas dentales nanohíbridas de Tetric N Ceram ®.....	68
Gráfico 6. Gráfica de Resistencia a la compresión en cilindros de 4 mm x 10 mm de resinas dentales nanohíbridas de Zafira Light Curing Composite®.....	69
Gráfico 7. Gráfica de Resistencia a la compresión en cilindros de 4 mm x 10 mm de resinas dentales nanohíbridas de 3M™ Filtek™ Z250 XT®	70
Gráfico 8. Diagrama de cajas simple de Fuerza máxima por resina.	71
Gráfico 9. Diagrama de cajas Simple de Esfuerzo por resina.	73
Gráfico 10. Diagrama de cajas simple de Extensión por resina.....	75
Gráfico 11. Diagrama de cajas simple de deformación por resina.	77

GLOSARIO

Contracción volumétrica: La contracción volumétrica se refiere a la disminución del volumen de un material cuando se endurece o se cura, lo que puede ocurrir durante procesos como la polimerización.

Degradación hidrolítica: La degradación hidrolítica es un proceso químico en el cual un material se descompone debido a la reacción con agua.

Enlace covalente: El enlace covalente es un tipo de enlace químico que se forma cuando dos átomos comparten uno o más pares de electrones.

Flexibilidad: La flexibilidad se refiere a la capacidad de un material o un organismo para deformarse sin romperse.

Hidrofobicidad: La hidrofobicidad es propiedad de ciertas sustancias que repelen el agua. Los materiales hidrofóbicos no se mezclan bien con el agua y, a menudo, forman gotas en su superficie en lugar de extenderse.

Nanohíbrido: Un "nanohíbrido" en odontología se refiere a un tipo de resina compuesta que incorpora partículas de relleno a nano escala, junto con partículas de mayor tamaño. Esta combinación permite mejorar las propiedades mecánicas y estéticas del material.

Peso molecular: El peso molecular, también conocido como masa molecular, es la suma de las masas atómicas de todos los átomos en una molécula.

Pico de carga: El pico de carga se refiere al valor máximo de carga o fuerza que un material puede soportar antes de sufrir una deformación permanente o fracturarse.

Pico de resistencia: El pico de resistencia se refiere al punto máximo de resistencia que un material puede soportar antes de fallar o fracturarse.

Polimerización: La polimerización es un proceso químico mediante el cual pequeñas moléculas llamadas monómeros se unen para formar una cadena larga o una red tridimensional de moléculas, conocidas como polímeros.

Proceso pirolítico: El proceso pirolítico es un método de revisión térmica de materiales orgánicos en ausencia de oxígeno. Durante la pirólisis, la materia se calienta a altas temperaturas, lo que provoca la ruptura de enlaces químicos y la transformación de compuestos complejos en productos más simples.

Refracción de luz: La refracción de la luz es el cambio de dirección que experimenta un rayo de luz al pasar de un medio a otro con diferente densidad óptica. Este fenómeno ocurre porque la velocidad de la luz varía en distintos medios.

Resinas compuestas: Las resinas compuestas son materiales dentales utilizados principalmente en restauraciones estéticas, como obturaciones y reconstrucciones de dientes. Están compuestas principalmente de matriz orgánica e inorgánica.

Resistencia compresiva: La resistencia a la compresión expresa la capacidad demostrada por un material para resistir presiones verticales; es decir, la tensión máxima que puede soportar un material antes de fracturarse.

Viscosidad: La viscosidad es una medida de la resistencia de un líquido a fluir. Cuanto más alta sea la viscosidad, más difícil será que el líquido fluya. Por el contrario, un líquido con baja viscosidad fluye con mayor facilidad.

2. INTRODUCCIÓN

En el ámbito de la odontología restauradora, las resinas nanohíbridas han emergido como materiales versátiles que combinan propiedades estéticas y funcionales. Su estructura dual, compuesta por una matriz orgánica reforzada con partículas inorgánicas de tamaño nanométrico y micrométrico, les confiere una resistencia mecánica superior, acercándose a las características de los tejidos dentales naturales.(1)

La capacidad de las resinas compuestas para soportar las fuerzas oclusales y de cizallamiento presentes en el entorno oral constituye un parámetro fundamental para evaluar la eficacia de los materiales restauradores. Aunque este atributo es relevante en restauraciones anteriores, adquiere mayor relevancia en zonas posteriores, donde las cargas masticatorias generan exigencias mecánicas sustancialmente mayores(2).

De la Torre, señala que las fuerzas compresivas generadas por la masticación, sostenidas por los dientes y tejidos de soporte, deben ser un criterio clave al seleccionar materiales restauradores, buscando emular las propiedades del tejido dental original.(3)

Se define la resistencia compresiva como el esfuerzo máximo que un material resiste antes de fallar bajo carga axial, destacando que su insuficiencia, ante las fuerzas masticatorias, provoca microfiltración marginal y fracturas, principales causas de fracaso clínico.(4) La resistencia compresiva es una propiedad crucial para las restauraciones dentales, ya que los materiales deben soportar las fuerzas verticales que se ejercen durante la masticación sin fracturarse ni desgastarse prematuramente.

La resistencia compresiva es un parámetro crítico para evaluar el desempeño de resinas nanohíbridas en restauraciones posteriores, sometidas a altas cargas oclusales. Aunque existen estudios exhaustivos sobre composites ampliamente utilizados (3M™ Filtek™ Z250 XT®, Tetric N Ceram®), no se reportan investigaciones independientes sobre Zafira Light Curing Composite®, una resina nanohíbrida desarrollada en 2021 por New Stetic (Colombia). Entre sus propiedades destacadas se reporta una resistencia compresiva >150 MPa (5), valor que supera el mínimo requerido por la norma ISO 4049 (que no establece un límite específico para esta propiedad)(6). Características teóricamente ventajosas para la resistencia mecánica.

Sin embargo, la ausencia de estudios publicados que validen datos frente a fuerzas masticatorias, que en promedio se encuentran de 200-500 N(7); genera interrogantes sobre su eficacia a largo plazo.

Esta investigación busca subsanar esta brecha mediante un análisis comparativo de Zafira Light Curing Composite®, evaluando no solo su resistencia compresiva, sino también la correlación entre su microestructura y su capacidad para resistir fracturas.

Se realizaron pruebas de resistencia compresiva utilizando cilindros de resina conformes a las especificaciones de tamaño establecidas por la norma ISO3597-3:2003(8), estos cilindros fueron preparados y curados siguiendo los protocolos recomendados por los fabricantes de cada resina. Posteriormente, se sometieron a fuerzas verticales en una máquina de pruebas de compresión para simular la presión funcional que experimentan los dientes en la cavidad oral.

La metodología del estudio garantizó la validez y confiabilidad de los resultados, proporcionando una comparación objetiva entre la resina Zafira Light Curing Composite®, la cual fue evaluada en términos de su capacidad para resistir la

compresión en comparación con las reconocidas 3M™ Filtek™ Z250 XT® y Tetric N Ceram®.

La calidad del proyecto se sustentó en un diseño experimental riguroso y en la aplicación de protocolos estandarizados, lo que permitió obtener datos precisos y reproducibles.

La propuesta de investigación fue relevante y de alta calidad, ya que abordó una necesidad fundamental en la odontología restauradora: la identificación de materiales con óptimas propiedades mecánicas para garantizar restauraciones duraderas y funcionales.

Los resultados proporcionaron información valiosa sobre cuáles de estas resinas ofrecieron un mejor desempeño en términos de resistencia compresiva, influyendo en las decisiones clínicas y la selección de materiales para restauraciones dentales. Asimismo, contribuyeron al conocimiento científico existente, estableciendo una base para futuras investigaciones y desarrollos en el campo de los materiales dentales avanzados.

3. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

Los materiales compuestos empleados en odontología se definen como sustancias utilizadas para restaurar estructuras dentales heterogéneas. Estos compuestos consisten en matrices polimerizables combinadas con rellenos orgánicos, conectados mediante agentes de acoplamiento silánico. Además, incluyen otros aditivos en proporciones menores para mejorar sus propiedades(9) (10)

Las resinas compuestas, fundamentales en odontología restauradora, surgieron a mediados del siglo XX. Su desarrollo avanzó significativamente en la década de 1960 con la innovación del Dr. Ray L. Bowen, quien introdujo una matriz de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de acoplamiento o silano para mejorar la adhesión entre la matriz y las partículas de relleno. Aunque esta nueva generación de resinas ofrecía ventajas estéticas, aún presentaba limitaciones en resistencia y durabilidad.(11)

La década de 1980 marcó el surgimiento de las resinas compuestas microhíbridas, que presentaban partículas de relleno más pequeñas y proporcionaban resultados estéticos y funcionales superiores. La evolución continuó con el desarrollo de resinas nano híbridas en la década de 1990, caracterizadas por la combinación de partículas nano y microscópicas, mejorando aún más la resistencia y la estética (12)

Actualmente, las resinas compuestas han avanzado en sus formulaciones, técnicas de aplicación y propiedades, convirtiéndose en materiales versátiles y confiables utilizados en procedimientos de restauración dental. Este recorrido histórico refleja el compromiso de la odontología con la mejora continua, buscando siempre ofrecer a los pacientes soluciones más estéticas, duraderas y funcionalmente efectivas. (13)

Las resinas nano híbridas representan una innovación destacada en el campo de la odontología restauradora, marcando un avance significativo en la búsqueda de materiales que combinan estética con funcionalidad. Estas resinas son compuestos avanzados que incorporan nanopartículas dentro de una matriz de resina microhíbrida, lo que les confiere propiedades superiores en términos de resistencia, durabilidad y apariencia estética comparadas con sus predecesoras, las resinas microhíbridas y macro híbridas. (14) (15) (16)

La inclusión de nanopartículas mejora significativamente la manipulación del material, la resistencia al desgaste y la resistencia compresiva, al tiempo que minimiza la contracción de polimerización, un problema común en las resinas compuestas tradicionales. Además, las resinas nano híbridas ofrecen un acabado superficial más liso y una mejor integración con el tejido dental, lo que resulta en restauraciones más estéticas y naturales que se mimetizan con el diente circundante(1)(17).

El desempeño de las resinas ante fuerzas de compresión es relevante en la región posterior de la boca al cerrar la mandíbula y los movimientos de masticación. Las características inherentes de los materiales utilizados en restauraciones dentales son aspectos críticos que influyen directamente en su comportamiento clínico posterior. La resistencia al desgaste y a las fuerzas de compresión son factores cruciales vinculados estrechamente con la composición de cada material. En consecuencia, se han documentado varios casos de fallos en restauraciones directas con resina compuesta, como fracturas y microfiltraciones marginales. La fractura de las resinas compuestas, causada por las fuerzas oclusales, es un problema común en los pacientes, especialmente en el sector posterior, donde las fuerzas de compresión durante la masticación son más pronunciadas. (9)

Actualmente, el mercado odontológico ofrece una amplia variedad de materiales restauradores basados en resinas compuestas. Sin embargo, se identifican modificaciones en sus componentes inorgánicos (tipo, tamaño y porcentaje de carga de las partículas de relleno), así como en sus métodos de fabricación (empleo de fotoiniciadores diversos, distribución heterogénea y combinación de partículas de distintos tamaños, rasgo distintivo de las resinas nanohíbridas. Esta diversidad compositiva y tecnológica dificulta la estandarización de parámetros comparativos confiables en la práctica clínica. A pesar de los avances significativos en el desarrollo de las resinas nano híbridas para aplicaciones odontológicas, la diversidad en las formulaciones de estos materiales subraya la importancia de realizar evaluaciones específicas y comparativas para entender de manera más profunda su rendimiento. (9)

A pesar de los avances significativos en el desarrollo de resinas nano híbridas para aplicaciones odontológicas, la variabilidad en las formulaciones de estos materiales plantea la necesidad de una evaluación específica y comparativa para comprender mejor su desempeño(13) Especialmente, Zafira Light Curing Composite®, en donde el fabricante resalta su distribución bimodal de partículas y radiopacidad, con un diseño híbrido (nanométrico/micrométrico) (5)

La resina Zafira Light Curing Composite®, ofrece una oportunidad única para abordar esta brecha de conocimiento y proporcionar información valiosa para la toma de decisiones clínicas. Al ser un producto recientemente introducido en el ámbito de las resinas nano híbridas, ha generado interés debido a su novedad en el mercado. No obstante, la falta de investigaciones detalladas que comparen directamente la resistencia compresiva de la resina Zafira Light Curing Composite® con la de otras resinas nano híbridas, limita la capacidad para evaluar su eficacia relativa en aplicaciones clínicas.

3.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la diferencia en la resistencia compresiva entre las resinas compuestas nanohíbridas Zafira Light Curing Composite®, 3M™ Filtek™ Z250 XT® y Tetric N Ceram®?

4. MARCO TEÓRICO

La odontología ha evolucionado a lo largo de la historia en respuesta a la necesidad de aliviar el dolor humano, desarrollándose en paralelo con la medicina. Uno de los principales factores que impulsó su avance fue la aparición de la caries, resultado de cambios en la alimentación de las civilizaciones antiguas. Mientras que los mayas, aztecas y chinos, con dietas basadas en maíz y arroz, presentaban menor incidencia de caries, los pueblos de Oriente y Occidente, cuyo consumo incluía leche, carne y productos con almidón, comenzaron a sufrir enfermedades dentales. Estas afecciones evidenciaron la necesidad de la operatoria dental, marcando un punto clave en la evolución de la odontología hacia prácticas más especializadas para prevenir y tratar las patologías orales. (18)

La caries dental, una de las enfermedades más comunes a nivel mundial, representa un desafío constante para los profesionales de la odontología. El tratamiento eficaz de la caries no solo implica la eliminación de tejido dental afectado, sino también la preservación y restauración del tejido dental remanente para asegurar la funcionalidad y estética del diente. En este contexto, las resinas compuestas han emergido como materiales de elección para la restauración dental.(1)

Estos materiales permiten restauraciones que mimetizan de manera efectiva el color y la translucidez de los dientes naturales, ofreciendo además una buena resistencia al desgaste y la fractura. La importancia de las resinas compuestas en la operatoria dental moderna no puede subestimarse, ya que facilitan restauraciones que no solo son duraderas, sino también conservadoras con el tejido dental remanente.(1)(19)

La resina compuesta es un material que cumple con las expectativas de adhesión y compatibilidad con el resto de los materiales adhesivos, además aporta una serie de valores que han sido tradicionalmente aceptados como superiores, aunque con

el tiempo se están descubriendo alternativas que pueden ser muy eficientes en ciertas situaciones clínicas. (2)

Uno de los principales desafíos de las resinas compuestas es la contracción durante la polimerización. Este fenómeno se debe a la aproximación de los grupos funcionales metacrilato al formar enlaces covalentes durante la reacción, lo que genera una contracción volumétrica que oscila entre el 2% y el 4%. Esta reducción dimensional puede provocar tensiones internas en la interfaz diente-restauración, comprometiendo la resistencia a la fractura de la restauración.(17) (20)

Las resinas compuestas han revolucionado el campo de la odontología desde su introducción en la década de 1960. La primera resina compuesta comercialmente exitosa fue desarrollada por el Dr. Rafael Bowen en 1962, quien introdujo una fórmula basada en el monómero Bis-GMA (Bisfenol glicidil metacrilato). Esta innovación proporcionó una base más sólida y duradera en comparación con los materiales anteriores. Antes de su aparición, las opciones para restauraciones dentales eran limitadas y a menudo estéticamente insatisfactorias, como las amalgamas de plata y los cementos de silicato. (1)

Las características fundamentales de los composites dentales; tanto físicas, mecánicas y estéticas como su desempeño clínico; están determinadas por su arquitectura molecular. Estos materiales se estructuran en tres componentes químicamente diferenciados: la matriz orgánica, que actúa como fase continua; el material de relleno inorgánico, denominado fase dispersa; y un agente de acoplamiento (organo-silano), el cual establece un puente químico entre las dos fases. Este último posee grupos silánicos en un extremo, que establecen uniones iónicas con el dióxido de silicio (SiO_2) del relleno, y grupos metacrilatos en el extremo opuesto, que generan enlaces covalentes con la resina orgánica, asegurando así la cohesión del sistema. La combinación de estos elementos permitió una mayor resistencia y una menor contracción durante el proceso de

polimerización; cada uno de los cuales contribuye con sus propiedades únicas para crear un producto final superior. (20)

Los avances en la tecnología de fotopolimerización han permitido una mejor manipulación y endurecimiento del material en la cavidad oral.(21) Con el tiempo, las resinas compuestas han evolucionado significativamente, desarrollándose nuevas formulaciones con diferentes tamaños y tipos de rellenos que mejoran la estética y las propiedades físicas. A medida que la tecnología avanza, es probable que veamos mejoras continuas que seguirán beneficiando tanto a los profesionales de la odontología como a los pacientes.

4.1 Clasificación de resinas compuestas por generación:

-Primera generación: fase orgánica compuesta por Bis-GMA (Bisfenol glicidil metacrilato) y un refuerzo de macropartículas de 8 a 10 μm en promedio en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%.

-Segunda generación: Aumentó el porcentaje de la fase orgánica, es la generación de las resinas de micropartículas. Micropartículas coloidales mayores de a 0.05 a 0.1 μm .

-Tercera generación: Corresponde a los híbridos, se incluyen en la fase inorgánica diferentes tamaños de partículas.

-Cuarta generación: resinas compuestas las cuales vienen en alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrios cerámicos y vidrios metálicos.

-Quinta generación: Son las resinas compuestas para posteriores, por lo general son utilizadas en forma indirecta.

-Sexta generación: Son los sistemas contemporáneos llamados también resinas compuestas microhíbridas.

-Séptima generación: Son resinas compuestas de nanotecnología o de nanorelleno.
(22)

4.2 Clasificación de resinas por relleno:

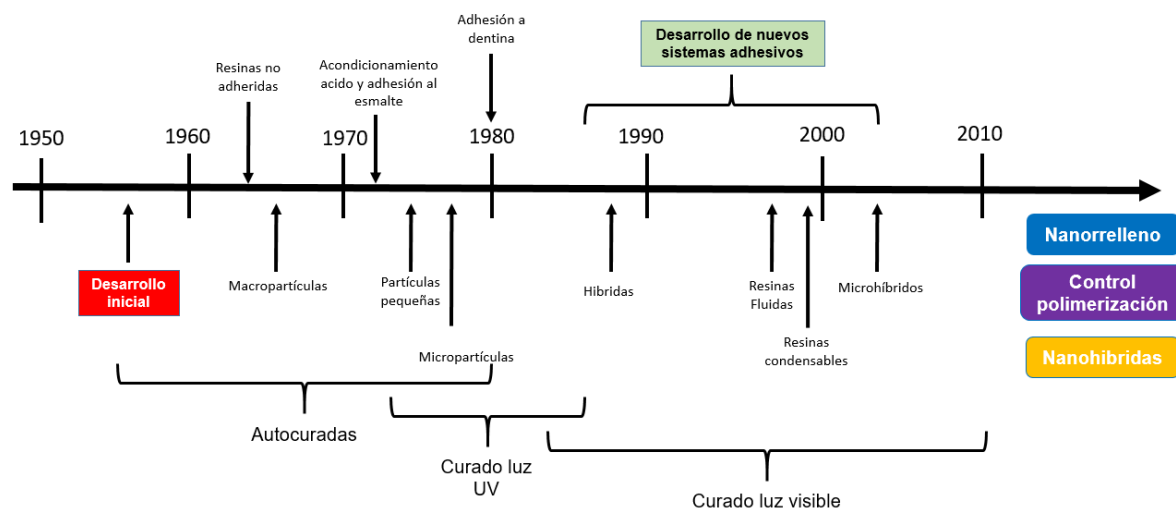


Gráfico 1. Cronología del desarrollo de las resinas compuestas

(Adaptado Rodríguez, D. 2008)

García. A y Col describen detalladamente la evolución de las resinas compuestas, teniendo en cuenta los tamaños de partícula y el método de curado. “Las resinas compuestas se han introducido en el campo de la Odontología Conservadora para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces los únicos materiales estéticos disponibles” (13)

En 1955 Buonocore utilizó el ácido ortofosfórico para incrementar la adhesión de las resinas acrílicas en la superficie adamantina. En 1962 Bowen desarrolló el monómero del Bis-GMA. A partir de 1970 aparecieron los materiales compuestos polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas que obviaban la mezcla y

sus inconvenientes, se utilizó en los primeros momentos la energía luminosa de una fuente de luz ultravioleta (365 nm), pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización, fue sustituida por la luz visible (427-491 nm), actualmente en uso. Actualmente el desarrollo de los biomateriales ha evolucionado de forma drástica, contando con composites de resina nanohíbridos y tamaños de partícula estandarizados, permitiéndole al clínico una amplia gama de selección según sea requerido en el ámbito clínico. El desarrollo de los composites ha sido y es incesante, lo que obliga a una continua actualización. (13)

A continuación, se describirán los tipos de relleno de las resinas compuestas:

-Resinas de macrorrelleno o convencionales: “Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 μm ” (22)

-Resinas de microrelleno: “Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 μm ” (22)

-Resinas híbridas: Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 μm , incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 μm .

-Resinas compuestas microhíbridas: Estos sistemas de resina compuesta están constituidos por partículas de relleno que oscilan entre los 0.04 – 3 micrones, con un promedio de tamaño que oscila entre 0.4 y 0.8 micrones.

-Resinas de nanorelleno o nanoparticuladas: “Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm” (22,23)

-Resinas suprananoparticuladas: "nanohíbridas", que significa la incorporación de nanopartículas dentro de un material microhíbrido. En esencia, todo híbrido que contiene sílice pirogénica de $0.04\mu\text{m} = 40$ nanómetro puede denominarse "nanohíbrido". Así que, estos tipos de resinas ciertamente poseen partículas nanométricas en su composición inorgánica que oscila entre 20 a 60nm, pero a diferencia de las de nanorelleno no poseen un nanoclúster que esté formado por nanopartículas a manera de un racimo, en reemplazo de este tienen un microrelleno promedio de 0.7 micrones. Las partículas de mayor tamaño en la resina compuesta sirven como base para las partículas más pequeñas (nanométricas). Estas partículas mayores contribuyen a la viscosidad (espesor y fluidez) del material, regulan su consistencia, y también determinan su color y radiopacidad (la capacidad del material para ser visible en una radiografía).

La principal diferencia entre los productos comerciales radica en cómo proporcionan soporte a estas nanopartículas y aunque clínicamente similares a los materiales de nanorelleno, los microhíbridos tienen una desventaja significativa en términos de resistencia a la abrasión.(24)

4.3 Componentes de una Resina Compuesta

4.3.1 Composición y Funciones de la Matriz Orgánica

La matriz es el componente principal de las resinas dentales, actuando como una base líquida o semilíquida. El BIS-GMA ((Bisfenol glicidil metacrilato) es el monómero más comúnmente usado en la matriz de resina debido a su mínima contracción de polimerización y estabilidad dimensional, (20)Este monómero de alto peso molecular, presenta una alta viscosidad y además tiene dos grupos hidroxilos que facilitan la absorción de agua, lo cual puede afectar negativamente las propiedades de la resina y llevar a su degradación hidrolítica(25).

Otro monómero ampliamente utilizado, también de alto peso molecular, es el UDMA (dimetacrilato de uretano). Este monómero tiene la ventaja de ser menos viscoso y más flexible, lo que mejora la resistencia de la resina. Las resinas basadas en UDMA (dimetacrilato de uretano), pueden lograr una mayor polimerización que las basadas en BIS-GMA, ((Bisfenol glicidil metacrilato). No obstante, Soderholm y colaboradores indicaron que ciertas resinas basadas en UDMA tienen una menor profundidad de curado debido a diferencias en el índice de refracción de luz entre el monómero y el relleno. (1,20,25)

Para mejorar las propiedades de las resinas se adicionan monómeros de bajo peso, es por esto que se pueden encontrar en el mercado resinas con monómeros TEGDMA (Dimetacrilato de Trietilenglicol) y EGDMA (Dimetacrilato de Etilenglicol) (26)

Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato), han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de TEGDMA (Dimetacrilato de Trietilenglicol); el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato) al tener un mayor peso molecular y menos enlaces dobles por unidad de peso, disminuye la contracción de polimerización, proporcionando una matriz más estable y mayor hidrofobicidad, lo que reduce su sensibilidad a la humedad. (27)

La interacción de la matriz orgánica con las fases de refuerzo en las resinas compuestas le otorga al composite ventajas en resistencia mecánica y manipulación clínica. Como lo describe K. Cho y Col en su estudio, hasta la fecha, existen dos tipos principales de resina compuesta clasificados según las características de manipulación: materiales fluidos y compactables. La manipulación se puede controlar ajustando factores intrínsecos como el tipo y la fracción de monómeros y rellenos, siendo de esta forma, estos compuestos se pueden sintetizar cargando resinas de viscosidad alta o con contenido de relleno creciente (hasta 60–80% en peso). Presentarán una mejor estabilidad en la conformación de los contornos dentarios y una calidad mejorada de dureza superficial después del curado.(27)

En cuanto a la resistencia mecánica, un material compuesto se refuerza con materiales de relleno que tienen propiedades diferentes a las de la matriz de resina. El objetivo principal de mezclar los rellenos es proporcionar propiedades mecánicas y físicas mejoradas a los composites dentales resultantes. La matriz de resina contribuye al éxito de la restauración directa en una cavidad dental preparada, y los materiales de relleno añaden funcionalidades adicionales como resistencia, módulo elástico, dureza superficial, dureza, estética, contracción y tensión de polimerización, resistencia al envejecimiento hidrotermal y actividades antibacterianas. (27)

En ciertas formulaciones, se emplean aminas terciarias como co-iniciadores o aceleradores del proceso de fotopolimerización junto a fotoiniciadores. Un ejemplo es la N-dimetil para-toluidina (DMPT), aunque esta sustancia es reconocida por su toxicidad. Como alternativa, el 2-(N,N-dimetilamino)etil metacrilato (DMAEMA) destaca por su mayor biocompatibilidad, ya que sus grupos metacrilatos se integran en la polimerización junto a los monómeros, reduciendo así su toxicidad. Además de estos compuestos, la fase orgánica puede incluir:(28)

- a. Inhibidores de polimerización (p. ej., 3,5-di-tert-butil-4-hidroxitolueno), que previenen reacciones prematuras.
- b. Estabilizadores (como el 2-hidroxi-4-metoxibenzofenona), que protegen el material frente a la degradación por luz.
- c. Diluyentes, que ajustan la viscosidad para facilitar su manipulación(28)

Este enfoque equilibra eficiencia en la curación, seguridad biológica y propiedades físico-químicas adaptadas a aplicaciones clínicas.

A continuación, se resume los principales monómeros que pertenecen a la matriz orgánica de las resinas.

MONOMERO	SIGLAS	FUNCIÓN	CARACTERISTICAS	CONSIDERACIONES
Bisfenol-A glicidil dimetacrilato	BisGMA	Monómero estructural	Monómero más usado en compuestos resinosos, menor contracción, baja volatilidad (menor toxicidad)	Alta viscosidad, absorción de agua
Bisfenol A glicol dimetacrilato etoxisilado	Bis EMA	Diluyente	Baja viscosidad, baja absorción agua, baja contracción por polimerización	Bajo grado de conversión debido a su baja viscosidad
Dimetacrilato de uretano	UDMA	Monómero estructural	Baja viscosidad, (mayor que TEGDMA Y Bis EMA), Mayor grado de conversión que Bis GMA	Al combinarse con Bis EMA disminuye el grado de conversión
Tri-etilen glicol dimetacrilato	TEGDMA	Diluyente,	Baja viscosidad, baja contracción por polimerización, muy efectivo al usarse junto a Bis GMA.	Alta absorción de agua, disminución propiedades mecánicas, baja estabilidad color
Hidroxietil metacrilato	HEMA	Monómero estructural	Importante en procesos de impregnación en dentina.	Altamente hidrofílico

Tabla 1. Principales Monómeros constituyentes de la fase orgánica de Resinas composites.(28)

4.3.2 Rellenos Inorgánicos:

La inclusión de partículas inorgánicas buscó reducir la concentración de monómeros en la matriz polimérica, disminuyendo así la contracción volumétrica asociada al proceso de polimerización. Simultáneamente, este refuerzo inorgánico mejoró las propiedades mecánicas del material, incrementando su capacidad para resistir deformaciones y cargas externas. "Los rellenos inorgánicos, como el vidrio, el cuarzo o la sílice, se añaden a la matriz de resina para darle mayor resistencia y reducir la contracción durante el proceso de polimerización. Estos rellenos también ayudan a mejorar las propiedades ópticas y la estética del material.(29)

La adición de estas partículas a matriz reduce la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción a la compresión y a la abrasión, aumentando el módulo de elasticidad. (11)

Los composites odontológicos incorporan una amplia gama de partículas de relleno, seleccionadas según su composición química, morfología y tamaño. Entre las más utilizadas destacan el dióxido de silicio (SiO_2), los borosilicatos y los aluminosilicatos de litio. (13) Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (silano). (29,30)

También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04mm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos o de precipitación (sílice coloidal).(13,29)

Sin embargo, muchos materiales modernos sustituyen parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados: como bario, estroncio, zinc, aluminio o circonio; las cuales aportan propiedades radiopacas. Actualmente, se prioriza el desarrollo de materiales como el metafosfato de calcio, que exhiben menor dureza que los vidrios

convencionales, reduciendo así la abrasión sobre el diente antagonista durante la oclusión y preservando la integridad de las estructuras dentales adyacentes(13). En algunos casos también se utiliza trifluoruro de iterbio con la finalidad de proporcionar a la fórmula acción cariostática a la misma.(31)

La matriz inorgánica de las resinas compuestas está compuesta por diversos materiales que mejoran sus propiedades físicas, mecánicas y funcionales. A continuación, se organizan los componentes clave y su relación con las características del material:(28)

a. Partículas de Sílice (SiO_2)

Cuarzo: Proporciona alta resistencia al desgaste debido a su dureza (7-8 en la escala de Mohs).

Sílice coloidal: Ajusta la viscosidad de la resina, facilitando su manipulación clínica.

Relación con propiedades mecánicas: Las partículas nanométricas (40-100 nm) distribuyen tensiones internas, aumentando la resistencia flexural (>120 MPa). Su alta dureza reduce la abrasión durante la masticación.

b. Vidrios de Bario, Estroncio o Zinc (boroaluminosilicatos)

Proporcionan radiopacidad, permitiendo la detección radiográfica de las restauraciones. Mejoran la resistencia mecánica, especialmente la resistencia compresiva (>150 MPa en resinas nanohíbridas).

Relación con propiedades mecánicas: Los iones metálicos pesados (Ba, Sr) aumentan la densidad del material, mejorando la resistencia a la fractura. Su tamaño micrométrico (0.5-2 μm) reduce la contracción de polimerización al desplazar monómeros orgánicos.

c. Partículas Híbridas ($\text{SiO}_2 + \text{ZrO}_2$)

Combinan la transparencia óptica de la sílice con la alta resistencia de la zirconia (ZrO_2).

Relación con propiedades mecánicas: La zirconia incrementa el módulo elástico (>8,000 MPa), reduciendo la deformación bajo carga. Mejoran la estabilidad dimensional en restauraciones extensas.

d. Partículas de Metafosfato de Calcio

Reducen la abrasión sobre el esmalte antagonista durante la oclusión.

Relación con propiedades mecánicas: Al ser menos duras que el cuarzo (4-5 en la escala de Mohs), minimizan el desgaste del diente natural.

A continuación, se resume los rellenos inorgánicos de acuerdo a su morfología.

CLASIFICACIÓN	TIPO DE RELLENO	COMPOSICIÓN QUÍMICA	TAMAÑO	CARACTERÍSTICAS	CONSIDERACIONES
Particulados	Micro partículas de cuarzo	Principalmente SiO_2	10-15 μm	10-15 μm $\geq 65\%$ aumento propiedades físico mecánicas. Partículas irregulares	Índice refractivo > matriz orgánica, dificultando la penetración de la luz
	Micro partículas de vidrio	SiO_2 , Ba, Sr	0.6-10 μm	Radiopacas. Partículas irregulares	
	Nano partículas de Sílice coloidal	Principalmente SiO_2 .	0.04-0.4 μm	Excelente pulido. Partículas esféricas	Casi siempre se encuentran en combinación con otros tipos de rellenos, difíciles de encontrar solas.
	Partículas de hidroxiapatita	$Ca_5(PO_4)_3(OH)$	100 nm	Libera Ca y P. Partículas irregulares	Aún en proceso de desarrollo
	Partículas pre polimerizadas	$SiO_2 +$ Matriz orgánica		Baja contracción por polimerización, disminución de la viscosidad. Partículas irregulares y esféricas	
Fibrilares	Micro pelillos (Monocristales)	Silicon Nitride Silicon Carbide	Diámetro (media) 0.4-0.7 μm Longitud (media) 5-14 μm	Buenas propiedades mecánicas	
	Micro fibras cortas de vidrio	Silica	Diámetro 10-17 μm	Aumento exponencial de	Absorción de agua, percolación de óxidos

			Longitud 14- 2400µm	propiedades, físico mecánicas, absorción de energía de fractura, etc.	inorgánicos solubles que afectan el desempeño del material
	Nanorellenos cerámicos	Silica, Zirconia, Combinados	160-390 nm	Excelentes propiedades mecánicas al ser combinadas con otros rellenos	En proporciones > 7.5% de Zirconia, presentan disminución de propiedades mecánicas
	Nanorellenos poliméricos	Nylon 6	100- 900nm	Buen refuerzo de propiedades mecánicas	Hidrofilicidad del nylon induce a absorción de agua
	Nanotubos	Carbono	50-100 nm	Buen refuerzo de propiedades mecánicas	Apariencia oscura

Tabla 2. Clasificación de rellenos inorgánicos de acuerdo con su morfología(28)

Este principio fundamentó el desarrollo de las resinas condensables, diseñadas para maximizar la carga de relleno. No obstante, un parámetro igualmente crítico es el estrés de contracción, que surge de la interacción entre tres factores: contracción volumétrica durante la polimerización, módulo de elasticidad del material (rigidez) y factor de configuración (Factor C), que depende del número de superficies dentarias adheridas. Por lo tanto, aquellas resinas con cargas de relleno extremadamente altas, aunque se contraen menos, generan un mayor estrés de contracción debido a su elevada rigidez. Esta tensión mecánica excesiva supera la capacidad de adhesión del sistema de unión, provocando microfiltraciones e incluso desprendimientos, lo que contradice el objetivo inicial de optimizar el material. Así, se evidencia que el equilibrio entre carga inorgánica, flexibilidad y adaptabilidad interfacial es esencial para garantizar restauraciones duraderas.(22,31)

La matriz inorgánica no es solo "relleno", sino un sistema cuidadosamente diseñado donde cada componente (SiO_2 , vidrios radiopacos, ZrO_2) contribuye a propiedades específicas. La sinergia entre estos elementos permite diseñar resinas que imitan la dentina (297 MPa en resistencia compresiva) y el esmalte (384 MPa) (32), asegurando restauraciones funcionales y duraderas. La optimización de estos componentes es clave para resolver desafíos como el estrés de contracción y la microfiltración marginal (33).

4.3.3 Agentes de Unión:

Estos son compuestos que mejoran la adhesión entre la matriz de resina y los rellenos inorgánicos, asegurando una distribución uniforme y estable de los rellenos dentro de la matriz. Para mejorar el desempeño de las resinas compuestas se agrega un agente de unión, el Silano orgánico; mediante el proceso de silanización, la carga inorgánica es capaz de unirse químicamente a la matriz orgánica, haciendo que funcionen como un cuerpo único, habiendo transferencia de tensiones entre ellas (4).

Se usan habitualmente los silanos (moléculas orgánicas bipolares). Las superficies de cristal, incluyendo las que se utilizan en los rellenos inorgánicos captan con facilidad una capa de agua cuando son expuestas a la atmosfera. los silanos son moléculas bifuncionales compuestas por un grupo de silicona hidrolizable en un extremo y un grupo órgano funcional (generalmente metacrilo) en el otro. Una vez hidrolizado, el grupo silicona en teoría se une de forma iónica al agua en la superficie de cristal, dejando que el extremo orgánico libre se una covalentemente a la matriz de resina (4).

Es importante que las partículas de relleno se unan químicamente a la matriz de resina. Esto permite que la matriz polimérica más flexible transfiera tensiones a las partículas de relleno más rígidas. Los agentes de acoplamiento aplicados correctamente pueden mejorar las propiedades físicas y mecánicas y proporcionar estabilidad hidrolítica para evitar la penetración de agua a través de la interfaz relleno-resina.

4.3.4 Iniciadores y Aceleradores:

Estos componentes son necesarios para iniciar y acelerar el proceso de polimerización, que es la reacción química que endurece el material. Los iniciadores más comunes son los fotoiniciadores que se activan mediante la luz visible.

En el caso de los sistemas foto-curados, la energía de la luz visible provee el estímulo que activa un iniciador en la resina (canforoquinonas, lucerinas, fenil propanodionas o ivocerina). “El proceso de polimerización tiene tres fases: iniciación, propagación y terminación. Los radicales libres son necesarios para alargar la cadena de polímero y están formados por fotoiniciadores” “Hay dos tipos de fotoiniciadores: 1 tipo es trimetilbenzoil-difenilfosfina óxido (TPO), peróxido de benzoilo (BPO) y el tipo 2 es canforquinona (CQ), fenantrenoquinona (PQ), benzofenona (BP) y 1-fenil-1,2 propanodiona (PPD) que combinó dos formas de polimerización. Esta división es causada por diferentes formas de producción de radicales libres por estos fotoiniciadores.” Teniendo en cuenta el mismo estudio de Kowalska, A. Et al. 2021, menciona la relevancia de los fotoiniciadores en las propiedades mecánicas del composite, donde el tipo de fotoiniciador, su concentración e interacción con otras moléculas tienen un papel importante en la conversión de monómeros a polímeros, otorgando al composite propiedades mecánicas de gran relevancia.(34)

Así también, el tipo de lámpara usada para activar estos fotoiniciadores deberá tenerse en cuenta, ya que cada fotoiniciador será activado a una longitud de onda diferente, por lo que la elección de la lámpara es importante y deberá ser capaz de interactuar con los diferentes fotoiniciadores, se recomienda el uso de lámparas Poliwave las cuales trabajan a diferentes longitudes de onda solucionando el problema de activación de los fotoiniciadores (21).

4.3.5 Pigmentos:

Los pigmentos son elementos importantes para los composites dentales, ya que son necesarios para igualar el color del diente natural y tienen que ser estables en el ambiente bucal. Los pigmentos no permiten que el composite cambie con el tiempo, pigmentos oxidados como óxido férrico (Fe_2O_3 , rojo) o hidróxido férrico ($FeOOH$, amarillo), se utilizan con frecuencia; según Silva Fontes y colaboradores en 2012

refieren que algunas casas comerciales recomiendan aumentar el tiempo de curado en composites con mayor cantidad de pigmentos, es decir que a menor translucidez el tiempo de curado debe ser mayor; pero por el contrario existen casas comerciales que recomiendan un mismo tiempo de curado para todas las resinas independiente del tono o grado de translucidez. Se entiende por lo antes mencionado que una resina al tener mayor cantidad de pigmentos puede impedir que la luz de la lámpara polimerice de forma completa el material, afectando de esta forma las propiedades físicas y mecánicas del composite, según este mismo estudio mencionan que la presencia de material no polimerizado disminuye la resistencia mecánica (35).

Teniendo en cuenta lo anterior, una inadecuada polimerización producto de pigmentos en el composite que impidan el paso de la luz, puede conllevar a una calidad inadecuada en la resistencia a la fractura de los materiales, entendiéndose así que los valores de resistencia compresiva podrían disminuir a corto plazo si no se tiene en cuenta esta variable.

4.4 Propiedades físicas de la resina:

Radiopacidad, resistencia a la tensión, resistencia a la compresión, estabilidad de color, contracción de polimerización son algunas de las propiedades físicas que caracterizan a la resina compuesta.

Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4 nm. (Distancia de unión secundaria), al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5 nm (distancia de unión covalente). Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca la reducción volumétrica del material. "La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies dentarias".(36)

4.4.1 Variación dimensional térmica

Este fenómeno describe la alteración en las dimensiones de un material al exponerse a cambios de temperatura. Para evitar complicaciones, es crucial que el coeficiente de expansión térmica del material restaurador sea similar al de los tejidos dentales. Si difieren significativamente, un cambio abrupto de temperatura (como al consumir alimentos fríos) provocará que el material se contraiga más que el diente, generando estrés en la interfaz diente-restauración. Esto puede crear microespacios que permiten la infiltración de fluidos bucales. Al recuperar la temperatura normal, el material restaurador regresa a su volumen original, expulsando los fluidos atrapados. La repetición de este ciclo, denominado percolación, induce un efecto de "bombeo" que introduce materia orgánica y fluidos en la interfaz, incrementando el riesgo de caries recurrentes e irritación pulpar. La magnitud de este fenómeno depende directamente de la similitud entre los coeficientes de expansión térmica del diente y el material utilizado(29)

4.4.2 Conductividad térmica

La conductividad térmica mide la capacidad de un material para transmitir calor, expresada en calorías o julios por segundo a través de 1 cm² de sección y 1 cm de espesor (34). Las resinas compuestas, tanto por su matriz orgánica como por su fase inorgánica, son malas conductoras de calor, lo que las hace más lentas que el tejido dental para adaptarse a fluctuaciones térmicas breves. No obstante, los sistemas convencionales (con partículas de cuarzo más grandes) presentan una conductividad térmica tres veces mayor que los de microrelleno. Esto se atribuye a la mayor conductividad del cuarzo y al contacto más frecuente entre partículas de mayor tamaño, que facilitan la transferencia de calor (29).

4.4.3 Sorción acuosa

Se refiere a la capacidad de un material para adsorber agua en su superficie y absorberla en su interior. En las resinas compuestas, esto se manifiesta como expansión higroscópica, que puede reducirse empleando monómeros de alto peso molecular. Además, una adhesión efectiva entre la matriz orgánica y las partículas inorgánicas (mediante agentes de unión) minimiza este efecto. Si esta unión se debilita, se incrementa la porosidad del material, favoreciendo la absorción de agua y su posterior expansión, lo que compromete la estabilidad de la restauración (29).

4.4.4 Color

El color es crucial en odontología estética, pero las resinas compuestas sufren alteraciones cromáticas postpolimerización y con el tiempo, debido a factores extrínsecos (alimentos pigmentantes como café o vino tinto, tabaquismo, higiene deficiente) e intrínsecos (composición del material). La matriz de BISGMA es más propensa a decoloración que los UDMA, a pesar de su baja absorción de agua. El tamaño de partículas (menor tamaño = mayor estabilidad) y componentes como la canforquinona (CQ) —fotoiniciador amarillo no blanqueable— o el TEGDMA (mayor absorción de agua vs. BisGMA) también influyen. Estos desafíos exigen diseños de materiales que equilibren estética y resistencia química para preservar la armonía visual a largo plazo (29).

4.4.5 Radiopacidad

La radiopacidad es una característica esencial en los materiales de restauración de resina, la cual se logra al incorporar elementos radiopacos como bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano. Estos componentes permiten visualizar con claridad, en exámenes radiográficos, la presencia de caries adyacentes o subyacentes a la restauración, lo que facilita su diagnóstico temprano y seguimiento clínico (29).

4.4.6 Contracción por polimerización:

Las resinas compuestas experimentan una contracción volumétrica durante su polimerización, con valores que varían entre 1,35% y 7,1%. Este fenómeno, junto con el estrés de polimerización y el grado de conversión monómero-polímero, representa una de las principales causas de falla en restauraciones, provocando tanto fallos cohesivos (ruptura interna del material) como adhesivos (desprendimiento de la restauración). La magnitud de esta contracción depende directamente de la cantidad de partículas de relleno en el material restaurador y del tamaño de la cavidad dental preparada (27).

El proceso de polimerización en los composites dentales suele dar lugar a una contracción por polimerización, inducida por efectos químicos, térmicos o de poscontracción (27).

Las tensiones mecánicas que se desarrollan dentro del material durante el curado y la vida útil son un determinante clave. La densificación molecular y los efectos macroscópicos relacionados de la tensión y/o deformación de la contracción por polimerización influyen en las características de poscurado del material y, por lo tanto, una mayor contracción conduce a mayores tensiones de contracción y menor eficiencia de unión, lo que reduce las propiedades mecánicas y físicas del material restaurador, lo que conduce a microfiltraciones y fallas de la restauración (27).

Como la contracción por polimerización es una cantidad vectorial y la distribución de la tensión/deformación de la contracción a lo largo de un material depende del modo de excitación/iniciación, el patrón de contracción suele ser anisotrópico. Se desarrollaron diferentes enfoques para gestionar la contracción de los biomateriales, como materiales intermedios de bajo módulo, diferentes mecanismos de iniciación de la polimerización y métodos de excitación alternativos para retrasar la cinética de curado (27).

4.5 Propiedades Biológicas de la resina:

Las caries recurrentes suelen desarrollarse en el margen de la restauración, que es el límite entre el material de restauración y el tejido dental adyacente. Por ende, es importante comprender como interactúan las propiedades físicas y biológicas entre la restauración y el sustrato dental con el fin de lograr una mayor longevidad en la restauración (27).

La interfaz es un área físicamente débil, la microfiltración de bacterias y sustancias químicas en las grietas propagadas a lo largo de la interfaz puede provocar la colonización de bacterias salivales y lesiones cariosas. Una de las formas más efectivas de prevenir la recurrencia de las caries es agregar rellenos o agentes funcionales con el fin de proporcionar constantes acciones antimicrobianas y remineralizantes alrededor de la interfaz entre la restauración y el diente (27).

4.6 Propiedades mecánicas de la resina:

La durabilidad o tasa de supervivencia de los composites dentales dependen en gran medida de las propiedades mecánicas, aunque los factores relacionados con el paciente y el dentista, como la oclusión del paciente y los hábitos de higiene, las características de la restauración, las habilidades clínicas y las decisiones de tratamiento del dentista también son clave (32).

A continuación, se describirán algunas propiedades mecánicas de gran relevancia en los composites de resina.

4.6.1 Tensión y deformación:

Estas cargas generan tensión, definida como la fuerza interna que surge en un material al aplicar una carga externa. Esta tensión se manifiesta como una reacción

de igual magnitud y dirección, pero en sentido opuesto a la fuerza aplicada. Para su medición, la tensión debe distribuirse en un área específica de un material o muestra, expresándose matemáticamente como fuerza por unidad de área (N/mm^2 o Megapascales, (MPa) Por otro lado, la deformación se refiere al cambio estructural en un material causado por una carga externa, la cual altera la posición y distancia entre sus átomos y moléculas (16).

La relación entre tensión (fuerza aplicada) y deformación (respuesta del material) describe cómo un cuerpo se altera bajo carga constante. Inicialmente, la deformación es elástica: reversible al retirar la fuerza, ya que las moléculas recuperan su posición original. Sin embargo, si la carga supera un umbral crítico — denominado límite proporcional (LP)—, la deformación se vuelve plástica, generando cambios permanentes incluso al eliminar la fuerza externa. Este punto de transición (LP) marca el inicio del comportamiento plástico y puede visualizarse en una curva tensión-deformación, donde se distingue claramente la zona elástica (lineal) de la plástica (no recuperable) (16).

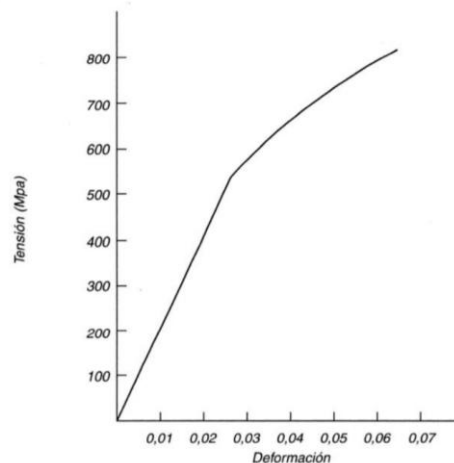


Gráfico 2. Gráfico tensión/deformación.

(Tomado de Torres Sandoval, (16))

La relación tensión-deformación muestra una proporcionalidad directa hasta los 500 MPa, representada gráficamente por una línea recta que corresponde a la deformación elástica. Al superar el límite proporcional (LP), la curva se desvía, marcando el inicio de la deformación plástica irreversible, tal como establece la Ley

de Hooke: las deformaciones son proporcionales a las cargas aplicadas hasta el LP. La tensión plástica prolongada conduce a la fractura, punto conocido como fuerza fina. Los materiales que soportan gran deformación plástica antes de fracturarse se denominan dúctiles (en tensión) o maleables (en compresión) mientras que los que se rompen con mínima deformación son frágiles. El módulo de elasticidad, calculado mediante la pendiente de la región elástica en el gráfico (ángulo entre la recta y el eje X), refleja la rigidez del material y equivale a la tensión dividida por la deformación dentro del LP, expresado en Megapascales (MPa) (16).

4.6.2 Tenacidad a la fractura:

Numerosos estudios clínicos prospectivos demostraron que la fractura de La restauración es la principal causa de fracaso de la restauración, seguida de caries recurrente cerca de los márgenes de la restauración, durante un período de seguimiento de 17 años. La tenacidad a la fractura se describe como la capacidad del material para resistir la fractura, calculada normalmente en términos de intensidad de tensión cerca de la punta de la grieta preexistente de tamaño conocido, que expresa una relación entre la tensión aplicada y la longitud de la grieta. (27)

4.6.3 Modulo elástico.

El módulo elástico representa una propiedad mecánica intrínseca del material y cuantifica matemáticamente una resistencia contra las cargas aplicadas (compresión o tensión) en la región de deformación elástica.(27)

Al analizar cómo un material se comprime bajo presión, podemos dibujar una gráfica que muestra cómo la presión (en el eje vertical) cambia la forma del material (en el eje horizontal). Inicialmente, si aplicamos una presión moderada, el material se deforma, pero al quitar la presión, vuelve completamente a su forma original. Si triplicamos esa presión, la deformación también se triplica, y aún así, el material

regresa a su estado inicial al liberarlo. Esto muestra un comportamiento elástico donde la relación entre la presión y la deformación es constante. A esta constancia la llamamos el Módulo de Young, que nos dice qué tan rígido o flexible es el material. Sin embargo, si aumentamos mucho la presión, la deformación ya no aumenta de manera proporcional. Y lo más importante, al quitar esta gran presión, el material ya no vuelve a su forma original, quedando deformado permanentemente. Existe un punto límite de presión, llamado Límite Elástico, hasta el cual el material puede deformarse y aun así recuperarse por completo al quitar la fuerza. Más allá de este límite, el daño es permanente. Antes de este límite, la deformación es directamente proporcional a la presión aplicada (16).

Todo esto se encuentra relacionado en la siguiente gráfica, donde muestra el límite proporcional, límite elástico y límite de ruptura.

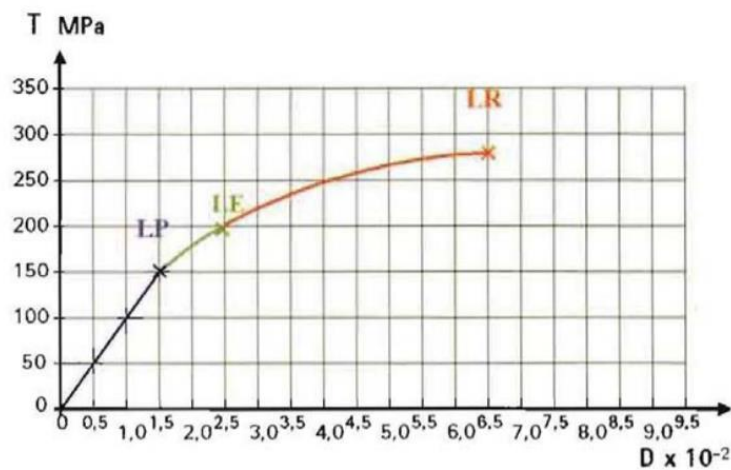


Gráfico 3. Representación de límites, proporcional, elástico y de ruptura

Tomado de Huayhua (29).

Esta información es crucial porque cualquier deformación que persista en una restauración, sin importar cuán pequeña sea, podría llevar a su falla. Es importante entender que, aunque las deformaciones que ocurren al superar el límite elástico son permanentes, al retirar la fuerza que las causó, una parte de esa deformación

puede desaparecer, pero nunca se recuperará por completo, siempre quedará una deformación residual (16).

4.6.4 Resistencia

La resistencia de un material se define como su capacidad para soportar la carga aplicada sin fallar ni deformarse plásticamente. A diferencia del módulo, la resistencia no es una propiedad inherente del material. Factores internos y externos como la geometría del material, los defectos existentes, el proceso de fabricación y la temperatura influyen en la resistencia. Su valor se puede medir a través de varios métodos, como pruebas de tracción, compresión, flexión y corte.(27)

La resistencia a la tracción se define como el esfuerzo requerido para inducir una fractura o una deformación plástica determinada en especímenes estandarizados en dimensiones y geometría. Este valor está influenciado por múltiples variables, como la velocidad de deformación aplicada, la geometría del espécimen, la terminación superficial del material y las condiciones ambientales durante el ensayo.(16)

4.6.5 Resistencia compresiva:

La resistencia a la compresión adquiere relevancia al simular procesos como la masticación o movimientos no funcionales (como el bruxismo), donde las fuerzas ejercidas en la zona posterior de la boca son predominantemente compresivas. Estas cargas pueden generar fracturas tanto en la resina dental como en las estructuras del diente. Las fuerzas aplicadas sobre un cuerpo actúan en múltiples direcciones, generando efectos como presión, tensión y deformación. La resistencia compresiva se define por la acción de dos fuerzas paralelas, de igual magnitud pero en sentidos opuestos, que actúan sobre un mismo eje, buscando comprimir el material hacia su punto de aplicación (9, 23, 37)

La resistencia a la compresión expresa la capacidad demostrada por un material para resistir presiones verticales; es decir, la tensión máxima que puede soportar un material antes de fracturarse (23, 37, 38)

Para estandarizar un estudio de la resistencia compresiva, el cuerpo de prueba debe ser cilíndrico y su altura el doble de su diámetro. las cargas compresivas actúan en la ruptura de un cuerpo cilíndrico generando dos tipos de tensiones: las de cizallamiento y las de tracción. Las primeras adoptan forma de cono en ambas superficies del cuerpo, y las segundas, se generan desde la parte central del cilindro hacia las paredes laterales (16).

Cálculo de la resistencia compresiva: los cuerpos ante cargas opuestas se deforman y se rompen. Estas deformaciones y rupturas no solo dependen de la naturaleza del biomaterial del cual se encuentran formados y de la carga aplicada, sino también de la forma del cuerpo. Como lo podemos observar en el siguiente gráfico (16)..

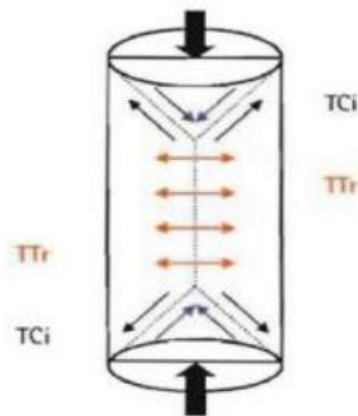


Gráfico 4. Fractura por carga compresiva.

Fuente: (16)

4.7 Datos relevantes de las resinas analizadas:

4.7.1 Zafira Light Curing Composite® - New stetic (Ficha Técnica)

Según su ficha técnica (DPFTPT-104), este material combina una matriz orgánica de dimetacrilatos con un sistema de relleno inorgánico bimodal (40 nm a 2.0 µm), con un tamaño medio de las partículas de 0.7 µm; su formulación combina monómeros de metacrilato, agentes silano y rellenos inorgánicos con características radiopacas, contiene flúor boro aluminio silicato para equilibrar la presencia del ión flúor ante cambios en el pH del medio oral, además se encuentra una disposición estratégica del relleno de vidrio de bario y dióxido de silicio, que le dan a la restauración un mejor acabado, mayor pulido y brillo más duradero; además contiene Bisfenol A Diglicidyl éter Dimetacrilato Bis-GMA: 1-10% Trietilenglocil Dimetacrilato TEGDMA 1- 10% Uretano Dimetacrilato UDMA 1-10%. Su relleno inorgánico es tratado con silano 70-80%, los iniciadores y aditivos 1- 2% estabilizadores y pigmentos. El contenido total de relleno inorgánico es de 75 - 79% en peso y 55 – 60% de volumen, compuesto por vidrio de bario y dióxido de silicio, alcanzando un 78-79% de carga en peso.(5)

Zafira Light Curing Composite® es una resina nanohíbrida fotopolimerizable diseñada para restauraciones dentales anteriores y posteriores. La partícula de esta resina es de nanopartícula esférica. Su formulación combina monómeros de metacrilato, agentes silano y rellenos inorgánicos con características radiopacas, con partículas entre 40 nm y 2.0 µm y un contenido de carga en peso superior al 78%. La amplia gama de colores incluye esmalte, dentina y translúcidos, lo cual permite restauraciones estéticas personalizadas (5).

Composición: La resina está compuesta por dimetacrilatos como matriz monomérica y rellenos inorgánicos de vidrio de bario y dióxido de silicio. También contiene aditivos, iniciadores, estabilizadores y pigmentos. El contenido total de

relleno inorgánico es de 75 - 79% en peso, con un tamaño medio de partículas de 0,7 μm .(5)

Propiedades:

- Las propiedades físicas cumplen con la norma ISO 4049, verificadas mediante pruebas especializadas. Entre ellas se incluyen:
- Profundidad de curado: >2.0 mm
- Resistencia a la flexión: >120 MPa
- Absorción de agua: <15 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
- Solubilidad: <2 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
- Módulo de flexión: >8000 MPa
- Resistencia a la compresión: >150 MPa

Usos y Aplicaciones: Indicada para restauraciones dentales directas e indirectas en dientes anteriores y posteriores, incluyendo:

- Restauraciones oclusales, proximales y ocluso-proximales (clases I y II).
- Restauraciones en áreas cervicales (clase V).
- Carillas directas.
- Corrección de defectos estructurales como hipoplasias o amelogénesis imperfecta.
- Modificación de posición, forma o cierre de diastemas.

Aseguramiento de la Calidad: El producto se fabrica bajo procesos estandarizados, garantizando su calidad mediante controles analíticos validados y el cumplimiento de la norma ISO 4049.

Presentaciones Comerciales: Disponibles en jeringas individuales (4,2 g) y kits de distintos tamaños con opciones que incluyen ácido grabador y adhesivo.

Condiciones de Almacenamiento y Vida Útil

Vida útil: 3 años.

Almacenar entre 5 °C y 30 °C en su empaque original, protegido de la luz y lejos de productos con eugenol.

Advertencias: Evitar la exposición prolongada a la luz intensa y mantener la jeringa cerrada tras su uso para prevenir polimerización prematura.(39)

4.7.2 3M™ Filtek™ Z250 XT® - Solventum (Ficha Técnica)

Esta resina compuesta de tipo nanohíbrido universal está diseñada para ofrecer alto rendimiento en odontología restauradora. Su composición combina cargas inorgánicas de cerámica tratada con silano, que garantizan durabilidad y resistencia; las partículas de zirconio/sílice de superficie modificada, con tamaño promedio de 3 micrones o menos, mientras que las nanopartículas de sílice no aglomeradas (20 nm), mejoran la adaptación y acabado superficial. Carga total de relleno: 82% en peso (68% en volumen), asegurando baja contracción y alta resistencia al desgaste, (70-85% en peso), que garantizan durabilidad y resistencia, junto a una matriz orgánica basada en UDMA (1-10% en peso). Con una densidad de 2.1 g/cm³, proporciona un balance óptimo entre manejabilidad y estabilidad estructural.(40)

Disponibilidad y Propiedades Ópticas: El material está disponible en 12 tonos, dos de ellos opacos, ideales para casos que requieren mayor cobertura. Todos los tonos son radiopacos (visibles en radiografías) y fluorescentes, lo que facilita su integración estética bajo luz natural y artificial.(40)

Sistema de Relleno Avanzado: Partículas de zirconio/sílice de superficie modificada, con tamaño promedio de 3 micrones o menos. Nanopartículas de sílice no aglomeradas (20 nm), que mejoran la adaptación y acabado superficial. Carga total de relleno: 82% en peso (68% en volumen), asegurando baja contracción y alta resistencia al desgaste.

La matriz orgánica integra BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA, PEGDMA y TEGDMA, con tecnología derivada de la resina 3M™ Filtek™ Z250 XT®. La sustitución parcial de TEGDMA por PEGDMA reduce la contracción de polimerización, posicionando a esta resina como una opción de baja contracción frente a materiales competidores (40)

Propiedades Mecánicas Destacadas: La resina exhibe una resistencia compresiva promedio de 385 MPa, ideal para soportar fuerzas masticatorias en restauraciones posteriores. Su combinación de alta carga inorgánica y resina modificada la convierte en una solución versátil y duradera para odontología estética y funcional. Este material representa un avance en composites nanohíbridos, integrando innovación en formulación, estética y desempeño clínico.(29)

4.7.3 Tetric N Ceram® (Ivoclar) (Ficha Técnica)

Resistencia a la compresión: 371.82 Mpa(40)

Es un composite nanohíbrido adecuado para restauraciones en el sector anterior y posterior; su tamaño de partículas es de 40 nm a 3 µm. Esta resina, está compuesta en su carga orgánica por Dimetacrilatos (19-20%); su carga inorgánica está compuesta por vidrio de bario entre 0.4 µm a 0.7 µm, trifluoruro de iterbio de 200 nm, óxidos mixtos de 160 nm que corresponde a un 80-81% en peso; y cargas prepolimerizadas o prepolímeros, con un volumen de relleno del 56%.

Otros componentes son aditivos, catalizadores y pigmentos (<1% en peso). El contenido total de rellenos inorgánicos es de 55-57% en volumen. El tamaño de partículas de los rellenos inorgánicos está entre 40 nm y 3000 nm.

Cuenta con buenas propiedades mecánicas, presenta un bajo desgaste, alta resistencia y una baja contracción debido a sus prepolímeros y gran capacidad de pulido debido a sus nanopartículas. (39)

- Indicaciones de uso: Restauraciones Clase I-V
- Restauraciones de dientes deciduos
- Sellados de fisuras amplios
- Carillas directas
- Inmovilización de dientes con movilidad
- Alivio de socavaduras
- Reparación de carillas de composite y cerámica.

Colores disponibles:

Tetric N Ceram® está disponible en los siguientes colores:

Colores de esmalte: A1, A2, A3, A3.5, A4, B2, B3, C2, C3, D3

Colores de dentina: A3.5 Dentin, B2 Dentin

Color incisal altamente translúcido: T

Colores Bleach: Bleach Light (L), Bleach Incisal (I), Bleach Medium (M)(39)

En la siguiente tabla se comparan las tres resinas evaluadas en función de sus propiedades mecánicas, destacando parámetros clave como resistencia a la compresión, módulo elástico y tenacidad. Esta caracterización comparativa permite visualizar de manera sintética las diferencias estructurales entre los materiales analizados, facilitando la interpretación de su desempeño bajo condiciones de carga simuladas.

Tipo de Compuesto dental	Resistencia a la flexión (MPa) Media (DE)	Módulo elástico (GPa) Media (DE)	Resistencia a la compresión (MPa) Media (DE)
3M™ Filtek™ Z250 XT®	188.1 (12.3) ^a	23.3 (1.6) ^a	287.2 (54.2)

Tetric N Ceram®	132,3 (22,5) ^b	17,6 (4,6) ^c	243,9 (28,4) ^b
Zafira Light Curing Composite®,	>120MPa	-----	>150 Mpa

5. OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL

- Comparar la resistencia compresiva de la resina compuesta nanohíbrida Zafira Light Curing Composite® (New Stetic) vs las resinas nano híbridas 3M™ Filtek™ Z250 XT® (Solventum) y la Tetric N Ceram® (Ivoclar Vivadent).

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Identificar valores en resistencia compresiva de la resina compuesta nanohíbrida Zafira Light Curing Composite® (New Stetic).
2. Identificar valores en resistencia compresiva de la resina compuesta nanohíbrida 3M™ Filtek™ Z250 XT®. (Solventum).
3. Identificar valores en resistencia compresiva de las resinas compuesta nanohíbrida Tetric N Ceram® (Ivoclar Vivadent).

6. METODOLOGÍA

6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Estudio de tipo Experimental in vitro.

6.2 POBLACIÓN OBJETIVO

Cilindros de resina compuesta nanohíbrida confeccionados en medidas de 4mm diámetro X 10mm de longitud.

6.2.1 Criterios de selección

6.2.1.1 Criterios de inclusión.

- Cilindros de resina compuesta nanohíbrida que cumplan con las medidas establecidas en este estudio 4mm de diámetro por 10mm de alto.
- Cilindros de resina adecuadamente polimerizados.
- Cilindros de resina con extremos totalmente planos.

6.2.1.2 Criterios de exclusión.

- Cilindros de resina que muestren fisuras, grietas o líneas de fractura.
- Cilindros de resina que expongan burbujas.

- Cilindros de resina que exhiban irregularidades en su extensión.

6.3 DISEÑO DE MUESTREO Y TAMAÑO DE MUESTRA

6.3.1 Diseño de muestreo.

La investigación se llevó a cabo en una muestra representativa de la población objetivo. Se realizó la aplicación de la fórmula intentando con las dos desviaciones estándar obtenidas de los artículos, para contraste de hipótesis, específicamente el tamaño muestral para la comparación de dos medias.

6.3.2 Cálculo del tamaño de muestra.

La fórmula estándar para calcular el tamaño de muestra por grupo en una comparación de dos medias independientes es:

$$n = \frac{2(z_{\alpha} + z_{\beta})^2 s^2 d^2}{d^2} \quad n = 2(z_{\alpha} + z_{\beta})^2 s^2 d^2$$

donde: n son los individuos necesarios en cada una de las muestras;
 z_{α} es el valor z correspondiente al riesgo deseado;
 z_{β} es el valor z correspondiente al riesgo deseado;
 s^2 es la varianza de la variable cuantitativa que tiene el grupo control o de referencia;
 d es el valor mínimo de la diferencia que se desea detectar (datos cuantitativos).

Los parámetros estadísticos empleados para el cálculo del tamaño muestral, se basaron en estudios previos, (citar) los cuales fueron identificados mediante una revisión bibliográfica en bases de datos científicas como PubMed, Scopus, ScienceDirect y el repositorio institucional SIBU de Institución Universitaria de Colegios de Colombia (Unicoc). Estos artículos incluyen investigaciones con diseños metodológicos afines al presente estudio.

Se realizó una tabla con los valores de resistencia compresiva encontrados en la literatura para cada una de las casas comerciales de resina compuesta nanohíbrida.

Resinas nanohíbridadas	Valor obtenido según casas comerciales
Zafira Light Curing Composite® (New stetic)	>150 MPa*
3M™ Filtek™ Z250 XT® (Solventum)	329,59 MPa D.E=72.85
Tetric N ceram ® (Ivoclar Vivadent)	371.82 MPa D.E= 24.31

Tabla 3. Valores de resistencia compresiva obtenidos en cada resina según literatura.

*Valores de resistencia compresiva según casa comercial New stetic

El cálculo del tamaño muestral se fundamentó en la resistencia compresiva reportada para las resinas compuesta nanohíbridadas (300–400 MPa), con una desviación estándar de 24,31 Mpa (41).

Los parámetros estadísticos incluyeron un margen de error $\alpha = 0,02$ y una potencia del 90% ($\beta = 0,10$), utilizando la fórmula:

$$n = \frac{2(z\alpha + z\beta)^2 s^2}{d^2}$$

$$Z\alpha \rightarrow 1.282$$

$$z\beta \rightarrow 1.282$$

$$s^2 \rightarrow 72.85$$

$$d \rightarrow 42.21 \text{ (} 371.82 - 329.59 = 42.23 \text{ MPa)}$$

$$n = \frac{2(1.282 + 1.282)^2 72.85^2}{42.23^2}$$

$$\frac{n = 69779.0656}{1783.3729}$$

$$n = 39.1275 \sim 39$$

Como resultado del cálculo estadístico, se determinó un tamaño muestral de $n = 39$. Para cumplir con este requisito, se fabricaron 39 cilindros de resina compuesta nanohíbrida, los cuales se distribuyeron equitativamente en tres grupos experimentales (13 cilindros por grupo), esta distribución responde a la necesidad de comparar la resistencia compresiva entre resinas nanohíbridadas de acuerdo con el material evaluado. Los grupos se distribuyeron así.

Grupo 1: Tetric N Ceram® (Ivoclar Vivadent).

Grupo 2: 3M™ Filtek™ Z250® (3M ESPE Solventum).

Grupo 3: Zafira Light Curing Composite® (New Stetic)

6.4 DEFINICIÓN DE VARIABLES

6.4.1 Variables.

Variable dependiente	Variables Independientes
<ul style="list-style-type: none"> -Compresión Máxima (Strain Peak) -Pico de resistencia. -Pico de carga. -Deformación en el punto de rotura (strain break) 	<ul style="list-style-type: none"> -Casa comercial de resina compuesta nanohíbrida.

Tabla 4. Definición de variables.

6.4.2 Cuadro operacional de las variables

Variable	Definición	Tipo de variable	Escala de Medición	Valores posibles	Fuente de información
Casas comerciales	Cada casa comercial presenta variabilidad entre sus componentes, lo cual puede influir directamente en la resistencia compresiva.	Cualitativa	Ordinal	Escala del color -Enamel -Dentin -Trans -Body	Ficha técnica resina compuesta
Compresión Máxima (Strain Peak)	Resistencia de un cuerpo a una carga en el momento de fracturarse.	Cuantitativa	Continua	Desde 150 MPa	El equipo de (RC) en Mpa. Tinius Olsen referencia H50-KS
Pico de resistencia	Es el mayor valor registrado de resistencia a la compresión.	Cuantitativa	Continua	Valor numérico expresado en Mpa	El equipo de (RC) en Mpa. Tinius Olsen referencia H50-KS
Pico de carga	Indica la máxima fuerza que soporta el material antes de romperse	Cuantitativa	Continua	Valor numérico expresado en MPa	El equipo de (RC) en Mpa. Tinius Olsen referencia H50-KS

Deformación en el pico de rotura (Strain Break)	Es el punto que indica que tanto se deforma el material antes de romperse.	Cuantitativa	Continua	Valor numérico expresado en mm	El equipo de (RC) en mm. Tinius Olsen referencia H50-KS
--	--	--------------	----------	--------------------------------	---

Tabla 5. Definición operacional de las variables.

6.5 RECOLECCIÓN DE LA INFORMACIÓN

Para la fabricación de los cilindros de resina compuesta, se siguieron las especificaciones geométricas establecidas en la norma ISO 3597-3:2003, la cual indica que, cuando se utilizan cilindros con un diámetro distinto de 6 mm, la longitud (L) y el diámetro (d) deben satisfacer la ecuación”:

$$L = 0.625 * d^2$$

En este caso se realizó un diámetro de 4mm por cada cuerpo de muestra por lo que se resuelve la ecuación para definir el Largo.

$$L = 0.625 * 4^2$$

$$L = 0.625 * 16$$

$$L = 10\text{mm}$$

Con base en estos cálculos, las dimensiones finales de los cuerpos de prueba fueron:

Diámetro: 4 mm,

Longitud: 10 mm.

Estas medidas garantizan la estandarización de los especímenes y la reproducibilidad de los ensayos mecánicos, minimizando variables de confusión relacionadas con la geometría de las muestras

6.5.1 Diseño y fabricación de moldes para especímenes:

La elaboración de los cuerpos de prueba inició con el diseño digital de un molde en el software Meshmixer® (Autodesk Inc., Estados Unidos) como se evidencia en el gráfico 15 (Ver anexo), el cual consistió en una matriz cúbica con una perforación central de 4 mm de diámetro x 10 mm de altura, acorde a los parámetros geométricos derivados de la norma ISO 3597-3:2003. Estos moldes fueron mecanizados mediante fresado CNC a partir de un disco de PMMA transparente (New Stetic®, Colombia), asegurando precisión dimensional y estabilidad estructural durante la fabricación de las muestras.

6.5.2 Control de calidad dimensional:

Tras el fresado, las matrices fueron calibradas con un pie de rey digital (resolución: 0.01 mm) para verificar el cumplimiento de las medidas establecidas (diámetro: 4 ± 0.1 mm; altura: 10 ± 0.1 mm). Posterior fueron aprobados para la producción de los especímenes, garantizando homogeneidad en todas las unidades experimentales.

6.5.3 Prueba piloto y protocolo experimental:

6.5.4 Control de calidad dimensional:

Tras el fresado, las matrices fueron calibradas con un pie de rey digital como se muestra en el gráfico 16 (Ver anexo), (resolución: 0.01 mm) para verificar el cumplimiento de las medidas establecidas (diámetro: 4 ± 0.1 mm; altura: 10 ± 0.1 mm). Posterior fueron aprobados para la producción de los especímenes, garantizando homogeneidad en todas las unidades experimentales (Ver gráfico 17).

6.5.5 Prueba piloto y protocolo experimental:

El protocolo de fabricación se basó en la norma ISO 3597-3:2003 (INTERNATIONAL STANDARD, 2003), se utilizó una matriz transparente de 4 mm x 10 mm montada sobre una loseta de vidrio esterilizada. Se empleó resina nanohíbrida en tono A2 universal (lotes específicos), seleccionada por su opacidad y relevancia clínica en restauraciones posteriores. La técnica incluyó estratificación en capas oblicuas ≤ 2 mm con instrumento FP3 de titanio (USA DELTA®) para minimizar burbujas, fotopolimerizando cada capa con lámpara O-Light (Woodpecker®) en modo rampa (20 s), la capa final se niveló con una tira de poliéster y una placa de vidrio para eliminar excesos y asegurar una superficie lisa. Se seleccionó 1 cuerpo por cada marca comercial según los criterios de inclusión y exclusión. Finalmente, se almacenaron cada cilindro en solución salina isotónica (NaCl 0.9%) en 3 frascos Falcon® a 37°C durante 24 horas, simulando condiciones bucales y completando la polimerización en fase oscura.

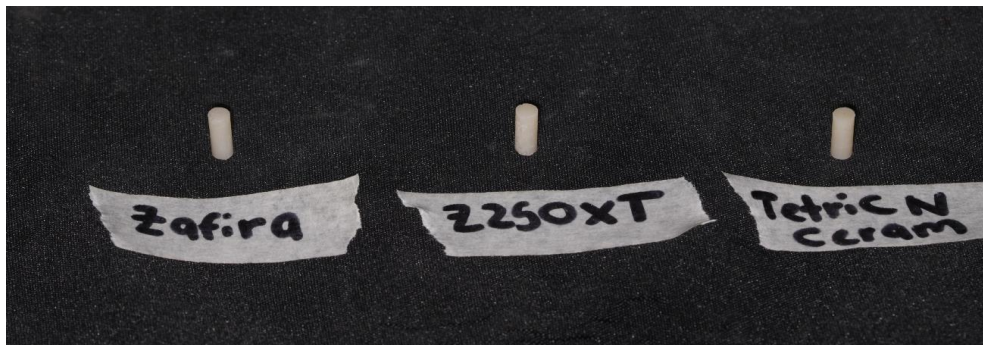


Gráfico 5. Cuerpos de muestra de cada resina.

Las muestras se analizaron dentro de las 24 horas posteriores al tratamiento previo, retirándolas de la solución salina y secándolas con un paño antes de las pruebas, siguiendo el protocolo de conservación de la Norma ISO 3597-3:2003. La prueba de resistencia a la compresión (RC) se realizó bajo esta misma norma, utilizando la máquina universal de ensayos Tinius Olsen H50-KS como se muestra en la gráfica 18 (Ver anexo),, diseñada para evaluar varillas compuestas de sección circular (4 x

10 mm). Este método permitió obtener valores cuantitativos precisos de la resistencia a la compresión vertical de cada espécimen, validando su idoneidad para aplicaciones en sistemas de resina mediante inspección y control de calidad estandarizados (Ver gráfico 19).



Gráfico 6. Ensayo de Resistencia a la Compresión de una Muestra en Máquina Universal Tinius Olsen.

6.5.5.1 Resultados de la prueba piloto:

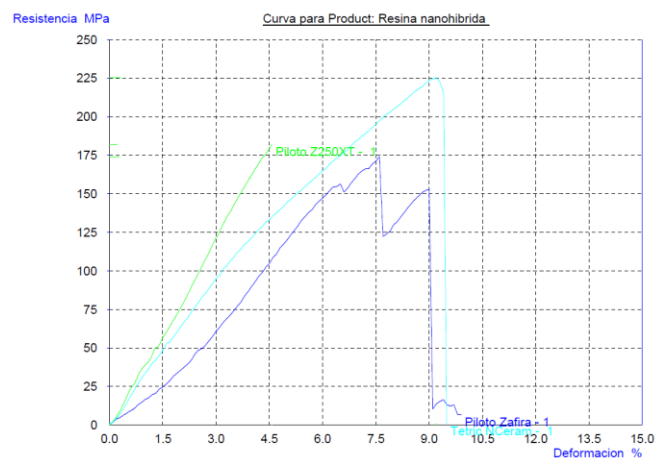


Gráfico 7. Curvas de Resistencia-Deformación de Resinas Nanohíbridas Tetric N Ceram, Zafira Light Curing Composite®, 3M™ Filtek™ Z250 XT®, prueba piloto.

Batch	Max Force N	Comp. Strength MPa	Strain at Max %	Diameter mm
Zafira Light Curing Composite®	2188	174,1	7,6	4,00
3M™ Filtek™ Z250 XT®	2288	182,1	4,57	4,00
Tetric N Ceram®	2832	225,4	9,18	4,00
n	3	3	3	-
Promedio	2436	193,85	7,117	4,00
Desviación Estándar	34668	27,588	2,3427	0,00

Tabla 6. Valores de resistencia compresiva. Resultados prueba piloto.

Los resultados preliminares de la prueba piloto sugieren diferencias claras en el comportamiento compresivo de las tres resinas evaluadas, en términos de resistencia compresiva.

6.5.6 Diseño y Fabricación de Especímenes

Este estudio experimental se llevó a cabo en los laboratorios de la Universidad del Valle (Cali, Colombia), con el objetivo de evaluar y comparar la resistencia a la compresión de tres resinas compuestas nanohíbridas.

Se confeccionaron 39 cilindros de resina compuesta nanohíbrida (13 por grupo) como muestra en las gráficas 22, 25, 26, 27 (Ver anexos), siguiendo las dimensiones estandarizadas de 4 mm de diámetro x 10 mm de longitud, de acuerdo con la Norma ISO 3597-3:2003. Las medidas se verificaron con un pie de rey digital (precisión ± 0.01 mm) para garantizar homogeneidad dimensional. Los grupos experimentales se distribuyeron según la casa comercial:

Grupo 1: Zafira Light Curing Composite®, tono A2. (lote comercial 130923).

Grupo 2: 3M™ Filtek™ Z250 XT®, tono A2. (lote comercial 1470A2).

Grupo 3: Tetric N Ceram®, tono A2. (Lote comercial Z06LJY)

6.5.6.1 Protocolo de Fotopolimerización

Para minimizar la contracción de polimerización, profundidad de curado y garantizar una distribución homogénea de la luz, se realizó una estratificación incremental: Se colocó una base de vidrio bajo la matriz para estabilidad. Cada cilindro se elaboró mediante 5 incrementos de 2 mm cada uno, calibrados con una sonda periodontal UNC 15 (Hu-Friedy/American Eagle).

Fotopolimerización: Cada capa se polimerizó durante 20 segundos con una lámpara LED de alta intensidad (1200 mW/cm²), marca O-Light® (Woodpecker) en modo rampa. La capa final fue nivelada con una matriz de Mylar (espesor: 0.05 mm) para obtener una superficie plana y libre de irregularidades, crítica para la distribución homogénea de cargas durante los ensayos mecánicos.

6.5.6.2 Control de calidad:

Una vez extraído el cilindro del molde, se evaluó la calidad del espécimen mediante inspección visual y mediciones precisas, ajustándose a los criterios de selección predefinidos (ausencia de burbujas >50 µm, homogeneidad superficial y dimensiones exactas. El control de calidad implicó inspección bajo lupas (Bioart) 3.5X, descartando especímenes con burbujas, estrías o desviaciones geométricas.

6.5.6.2.1 Criterios de Control de Calidad

Selección de especímenes: Se descartaron cilindros con burbujas (>50 µm), estrías o desviaciones geométricas mediante inspección visual bajo lupa 5X.

Homogeneidad: Todos los grupos utilizaron resina en tono A2 universal para controlar variables relacionadas con la opacidad y composición.

Acondicionamiento Post-Fabricación

Almacenamiento inicial: Las muestras aprobadas se sumergieron en 20 ml de solución salina isotónica (NaCl 0.9%) como se evidencia en la gráfica 23 (Ver anexos), simulando el ambiente húmedo oral y su vez permitiendo la relajación de tensiones residuales post-polimerización, según lo establecido en la norma ISO 4049:2019. Las muestras fueron ubicadas dentro de frascos herméticos (Falcon®) y se almacenaron a 37°C en un lugar sin luz durante 48 horas para completar la polimerización en fase oscura de las resinas.

Pretratamiento previo a la prueba: Pasadas 48 horas, las muestras se transfirieron a agua a temperatura ambiente y se analizaron dentro de las 24 horas posteriores. Antes de la prueba, cada cilindro se secó con un paño libre de pelusa, siguiendo la Norma ISO 3597-3:2003.

6.5.6.3 Ensayo de Resistencia a la Compresión (RC)

Los cuerpos de muestra fueron enviados a realizar prueba de (RC), Norma ISO 3597-3:2003, “Es un método para determinar la resistencia a la compresión específica de varillas compuestas de sección transversal circular hechas de resina (8). La prueba se realizó en varillas tal como fueron moldeados los cilindros en medidas de 4x10 mm, la misma que está destinada a la inspección y el control de calidad o para evaluar su idoneidad en un sistema de resina.

Equipo: Se utilizó la máquina universal de ensayos Tinius Olsen referencia H50-KS (Gráfico 18), para la obtención de valores cuantitativos reales que me permita definir la resistencia a la compresión vertical de cada cuerpo de muestra, calibrada según estándares internacionales.

Protocolo: La prueba se realizó bajo la Norma ISO 3597-3:2003, diseñada para evaluar la resistencia a la compresión en varillas de resina de sección circular (4 x 10 mm). Cada espécimen se sometió a una carga vertical progresiva a una velocidad de 1 mm/min hasta fractura como se muestra en los Gráficos 24 y 28 (Ver anexos), registrando los valores de resistencia (MPa).

Propósito: Validar la idoneidad mecánica de las resinas para aplicaciones clínicas en rehabilitación oral mediante control de calidad estandarizado.

6.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Una vez recolectados los datos de resistencia a la compresión mediante el ensayo estandarizado, se analizó la distribución de los valores obtenidos para los tres grupos de resina nanohíbrida utilizando pruebas de normalidad (Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk). Tras verificar los supuestos estadísticos, se seleccionó el enfoque analítico más adecuado, aplicándose un análisis de varianza (ANOVA) para comparar las medias entre grupos. Finalmente, se estableció el nivel de significancia ($p \geq 0.05$) como umbral crítico para determinar diferencias estadísticamente relevantes.

Este análisis se realizó de la siguiente manera:

- Recolección de información extraída en prueba de resistencia compresiva a cuerpos de muestra.
- Clasificación de la información en base de datos Excel.

- Aplicación de pruebas de Normalidad si los datos se clasifican de forma paramétrica.
- Aplicación de pruebas de normalidad si los datos se clasifican de forma no paramétrica.
- Estadístico de resultados obtenidos.
- Nivel de significancia.

6.7 CONSIDERACIONES ÉTICAS

En el desarrollo de esta investigación, se priorizó el cumplimiento de los principios éticos fundamentales para estudios experimentales en ciencias de los materiales, respaldados por las directrices de la Institución Universitaria Colegios y los estándares internacionales de integridad científica, mediante las resoluciones ISO. Al tratarse de un estudio in vitro que no involucró participantes humanos o animales, los protocolos se centraron en garantizar la transparencia metodológica, la reproducibilidad de datos y el reconocimiento riguroso de las normas técnicas y marcas comerciales empleadas. Adicionalmente, se aseguró la ausencia de conflictos de interés mediante la declaración explícita de los materiales utilizados y sus fabricantes. Estos principios refuerzan la validez académica y la responsabilidad social inherente a la generación de conocimiento científico.

6.7.1 Adquisición de insumos:

Se utilizaron resinas compuestas nanohíbridas nuevas, adquiridas directamente de tres fabricantes:

Zafira Light Curing Composite®, (New Stetic): 1 jeringa en tono A2 – Lote: 130923

Tetric N Ceram® (Ivoclar Vivadent): 1 jeringa en tono A2 – Lote: Z06LJY.

3M™ Filtek™ Z250 XT®: 2 jeringas en tono A2 – Lote: 1470A2.

Nota: Los lotes se registraron para garantizar trazabilidad y replicabilidad.

Declaración de conflictos de interés:

No existió financiación o vinculación comercial con las marcas evaluadas. Los materiales se seleccionaron únicamente por su relevancia clínica en Colombia.

6.7.2 Revisión ética institucional

El protocolo experimental in vitro fue evaluado y aprobado por el Comité de Ética en Investigación del Colegio Odontológico Colombiano, sede Cali, garantizando el cumplimiento de internacionales para estudios de materiales dentales (ISO 3597-3:2003) y principios de rigor técnico para la minimización de sesgos metodológicos.

6.7.3 Publicación y Difusión de Resultados

Se compartirá los resultados de manera responsable, asegurando que la información no sea manipulada y que se reconozca adecuadamente el trabajo de otros investigadores.

Acceso abierto condicional: Los datos brutos estarán disponibles bajo solicitud, previa firma de acuerdos de confidencialidad para proteger derechos de propiedad intelectual.

6.7.4 Impacto Social

Los resultados buscan orientar a odontólogos en la selección de resinas según requerimientos mecánicos específicos, mejorando la durabilidad de restauraciones en la población colombiana. El uso de Zafira Light Curing Composite®, resina fabricada por la empresa nacional New Stetic, no solo ofrece un perfil técnico

competitivo, sino que también favorece la economía local al fortalecer la producción científica y tecnológica del país, reduciendo la dependencia de insumos importados.

Al priorizar materiales nacionales con estándares internacionales, se promueve una odontología más accesible, sostenible y alineada con las necesidades socioeconómicas de Colombia.

6.7.5 Bienestar de los Participantes.

Aunque no se involucraron participantes humanos, el estudio aporta criterios de reflexión sobre el uso de resinas con menor riesgo de fractura bajo carga oclusal, favoreciendo en el bienestar de los pacientes en la práctica clínica. Y a su vez permite la optimización de recursos al reducir fallas en restauraciones

Para la realización de este estudio se tuvo en cuenta la **Ley 843 de 2003**, que establece el régimen de investigación en salud y los lineamientos para la ética en la investigación. Esta ley establece las normas para la investigación en seres humanos, pero también abarca aspectos relacionados con el uso de biomateriales y estudios in vitro. Además, se tuvo en cuenta el **Código Nacional de Ética en Salud** y las directrices del **Ministerio de Salud y Protección Social**.

7. RESULTADOS

7.1 Descripción de la Población Objeto de Estudio

La población en estudio se compone de cilindros elaborados con la resina **Zafira Light Curing Composite® (New Stetic)**, una resina compuesta fotopolimerizable que incorpora la tecnología **Nano Smart Position**. Esta tecnología de distribución inteligente de nanopartículas de sílice mejora la resistencia y la estética del material. Las pruebas realizadas buscan evaluar la resistencia compresiva, la capacidad de extensión y la deformación total de esta resina y compararla con otras resinas compuestas nanohíbridas: **Tetric N Ceram® (Ivoclar vivadent)** y **3M™ Filtek™ Z250 XT® (Solventum)**

7.2 Resultados obtenidos por resina.

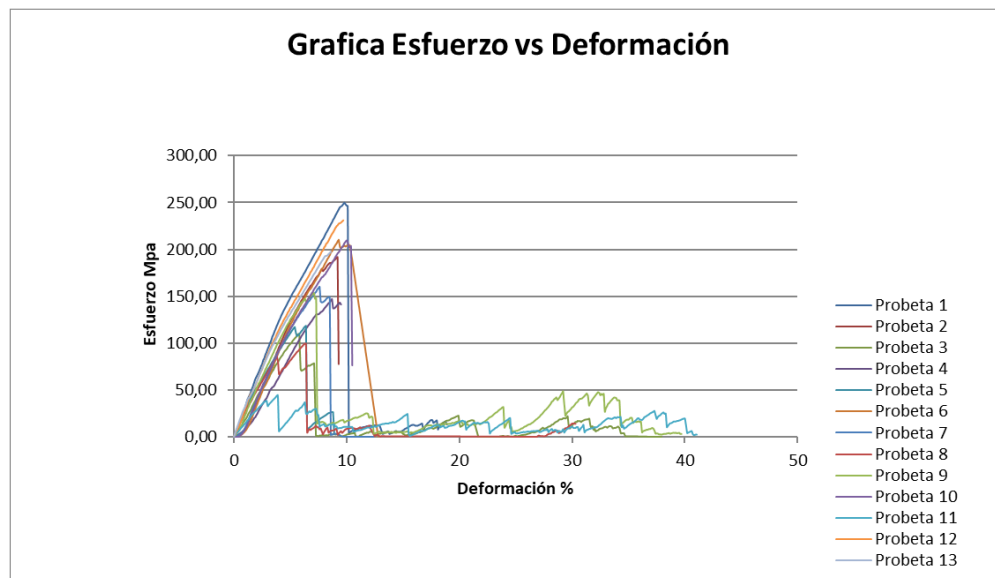


Gráfico 8. Grafica de Resistencia a la compresión en cilindros de 4 mm x 10 mm de resinas dentales nanohíbridas de Tetric N Ceram®.

PROBETA	F_{MAX} (N) ±0,26	Esfuerzo σ_{MAX} (MPa) ±0,38	Extensión Total (mm) ± 0,01	Deformación Total (%) ± 0,01
1	3140	249,87	1,89	18,9
2	2412,5	191,98	0,93	9,3
3	1384,5	110,17	3,79	37,92
4	1850	147,22	0,95	9,5
5	1491	118,65	0,89	8,9
6	2644	210,4	1,28	12,8
7	2015	160,35	1,24	12,41
8	1254	99,79	3,03	30,3
9	1930	153,58	3,97	39,7
10	2636	209,77	1,05	10,5
11	561,75	44,7	4,11	41,1
12	2904,99	231,09	0,97	9,71
13	2482,5	197,95	0,86	8,6
Promedio	2054,33	163,5	1,92	19,2

Tabla 7. Resultados prueba resistencia compresiva resina Tetric N ceram®.

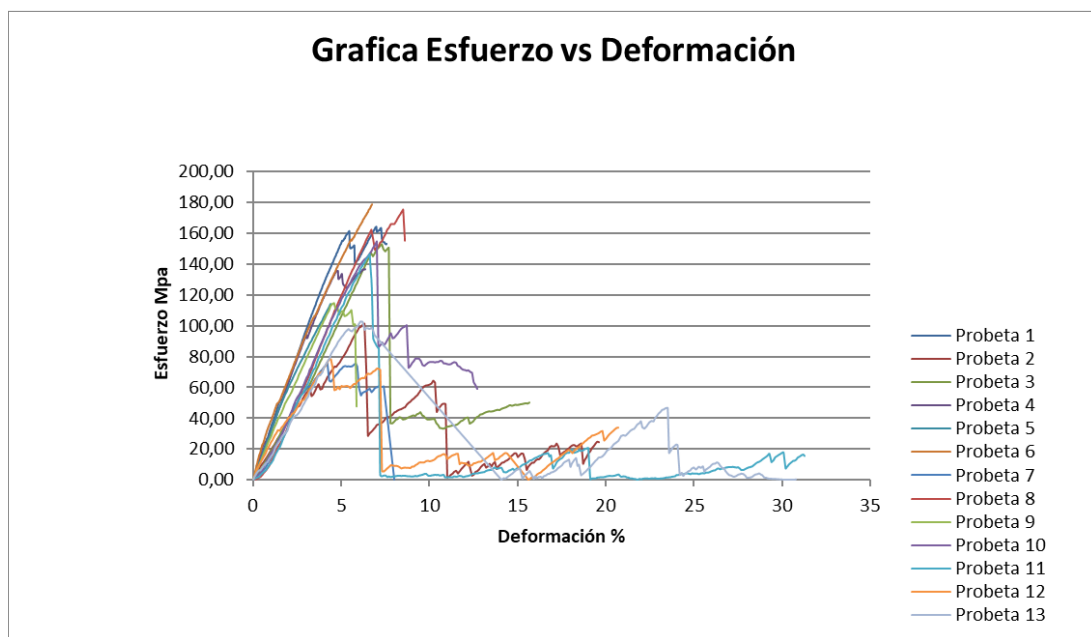


Gráfico 9. Gráfica de Resistencia a la compresión en cilindros de 4 mm x 10 mm de resinas dentales nanohíbridadas de Zafira Light Curing Composite®.

PROBETA	F_{MAX} (N) ±0,26	Esfuerzo σ_{MAX} (MPa) ±0,38	Extensión Total (mm) ± 0,01	Deformación Total (%) ± 0,01
1	2061,67	164,06	0,76	7,58
2	1272	101,22	1,96	19,6
3	1924	153,11	1,57	15,7

4	1720	136,87	0,64	6,39
5	1434	114,11	0,44	4,4
6	2248,33	178,92	0,68	6,77
7	955	76	0,8	8
8	2202,5	175,27	0,86	8,6
9	1438,5	114,47	0,59	5,9
10	1949	154,86	1,27	12,71
11	1840	146,42	0,28	3,13
12	985	78,38	2,07	20,7
13	1296	103,13	3,08	30,8
Promedio	1640,46	130,52	1,15	11,56

Tabla 8. Resultados prueba de resistencia compresiva resina Zafira Light Curing Composite®



Gráfico 10. Gráfica de Resistencia a la compresión en cilindros de 4 mm x 10 mm de resinas dentales nanohíbridas de 3M™ Filtek™ Z250 XT®

PROBETA	F_{MAX} (N) ±0,26	Esfuerzo σ _{MAX} (MPa) ±0,38	Extensión Total (mm) ± 0,01	Deformación Total (%) ± 0,01
1	2035	161,94	0,55	5,52
2	1696	134,96	1,67	16,7
3	1504	119,68	0,44	4,4
4	2532	201,49	5,21	52,13
5	798,4	63,53	0,29	2,9
6	666,75	47,8	4,78	53,06
7	1403,33	111,67	0,42	4,23
8	1691,67	134,62	0,46	4,55
9	1497	119,13	1,27	12,7

10	2058,33	163,8	0,45	4,48
11	2043,33	162,6	0,7	6,98
12	1486,5	118,29	0,78	7,8
13	2447,5	194,77	1,06	10,6
Promedio	1681,52	133,41	1,39	14,31

Tabla 9. Resultados prueba de resistencia compresiva resina 3M™ Filtek™ Z250 XT®

7.3 Correlación medidas de tendencia central.

7.3.1 Análisis multivariado y significancia estadística por variable.

7.3.1.1 Fuerza Máxima.

Marca de resinas	Media	Mediana	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Normalidad*
Tetric N ceram®	2054,33	2015	741,23	561,75	3140	0,16
Zafira Light Curing Composite®	1640,46	1720	439,87	955	2248,33	
3M™ Filtek™ Z250 XT®	1681,52	1691,67	555,19	666,75	2532	

Tabla 10. Datos estadísticos de cada resina compuesta nanohibrida obtenidos de la variable Fuerza máxima (N).

*Prueba de ANOVA.

Nivel de significancia estadística ($p > 0.05$)

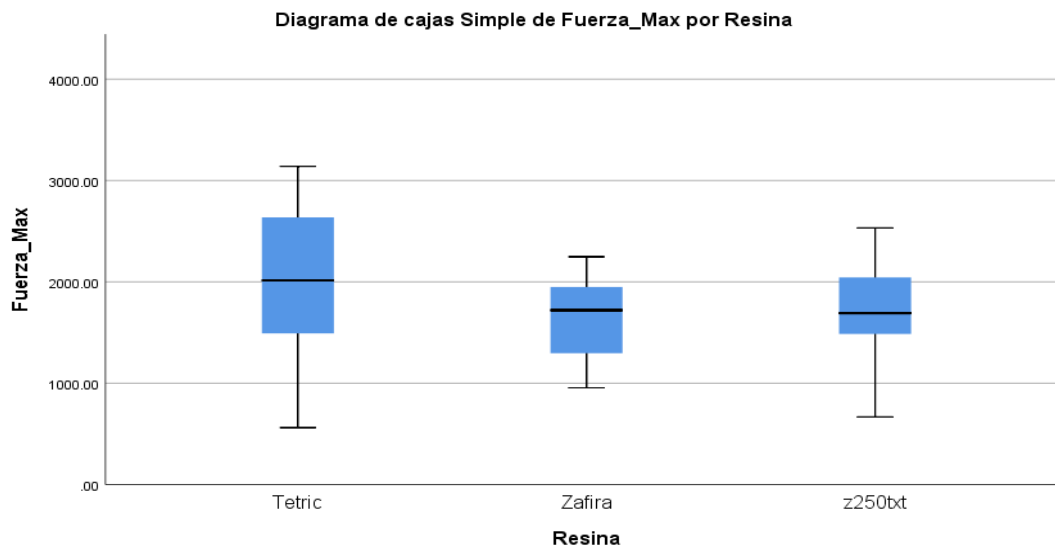


Gráfico 11. Diagrama de cajas simple de Fuerza máxima por resina.

Tetric N Ceram®: Fuerza Máxima, con un rango intercuartílico amplio. Esto indica que Tetric N Ceram® tiene una distribución más dispersa en cuanto a la fuerza máxima soportada. La mediana se sitúa en torno a los 2000 N, y existen valores cercanos a los 3000 N.

Zafira Light Curing Composite®: La mediana de Fuerza Máxima es ligeramente menor que la de Tetric N Ceram® y muestra un rango intercuartílico más estrecho, lo que indica menos variabilidad en sus valores de fuerza máxima. Esto sugiere un comportamiento más consistente en términos de resistencia compresiva.

3M™ Filtek™ Z250 XT®: tiene una menor variabilidad que Tetric N Ceram®, pero su mediana y el rango general son ligeramente menores que los de las otras resinas.

Tetric N Ceram® parece tener una mayor capacidad de resistencia a la fuerza máxima, aunque con una mayor dispersión en los valores, lo que podría reflejar variabilidad en la calidad o en la distribución de cargas en diferentes probetas. Zafira Light Curing Composite® y 3M™ Filtek™ Z250 XT® por otro lado, muestran un comportamiento más consistente, pero con menor resistencia promedio en comparación con Tetric N Ceram®.

7.3.1.2 Esfuerzo.

Marca de resinas	Media	Mediana	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Normalidad*
Tetric N ceram®	163,5	160,35	59	44,7	249,87	0,159
Zafira Light Curing Composite®	130,52	136,87	34,99	76	178,92	
3M™ Filtek™ Z250 XT®	133,41	134,62	45	47,8	201,49	

Tabla 11. Datos estadísticos de cada resina compuesta nanohibrida obtenidos de la variable esfuerzo (Mpa).

*Prueba de ANOVA.

Nivel de significancia estadística ($p > 0.05$)

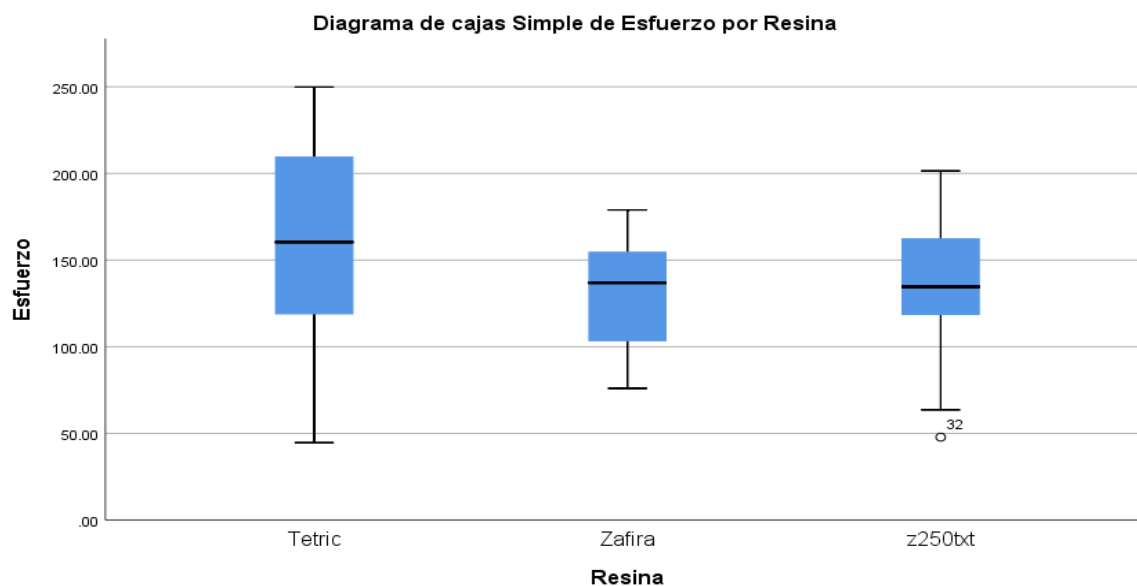


Gráfico 12. Diagrama de cajas Simple de Esfuerzo por resina.

Tetric N Ceram®: Se observa una dispersión amplia en los valores de esfuerzo , con un rango intercuartílico más grande que el de las otras resinas y una mediana elevada. Esto indica que Tetric N Ceram® puede soportar mayores esfuerzos antes de la fractura, aunque presenta cierta variabilidad. La presencia de valores extremos (como el valor cercano a 250 MPa).

Zafira Light Curing Composite®: La mediana de esfuerzo es inferior a la de Tetric N Ceram® y tiene un rango intercuartílico moderado. Los datos de Zafira Light Curing Composite®, parecen estar más concentrados alrededor de la mediana, lo cual sugiere un comportamiento más predecible en términos de esfuerzo máximo soportado, pero con un límite de resistencia algo menor que Tetric N Ceram®.

3M™ Filtek™ Z250 XT®: Muestra el rango intercuartílico más bajo de las tres resinas y tiene una mediana menor en comparación con Tetric N Ceram® y Zafira Light Curing Composite®. Además, hay un valor atípico en la parte baja, lo que sugiere que algunos cuerpos de muestra de la resina 3M™ Filtek™ Z250 XT® tienen menor resistencia al esfuerzo.

A grandes rasgos Tetric N Ceram® destaca en su capacidad de soportar altos esfuerzos, con mayor variabilidad, mientras que Zafira Light Curing Composite®, presenta un perfil más uniforme, pero con una capacidad de esfuerzo menor. 3M™ Filtek™ Z250 XT® muestra una menor resistencia al esfuerzo y un rango más estrecho, lo que podría indicar una limitación en su rendimiento bajo estrés en comparación con Tetric N Ceram® y Zafira Light Curing Composite®.

7.3.1.3 Extensión.

Marca de resinas	Media	Mediana	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Normalidad*
<i>Tetric N ceram</i> ®	1,92	1,24	1,3	0,86	4,11	0,318
<i>Zafira Light Curing Composite</i> ®	1,15	0,8	0,81	0,28	3,08	
<i>3M™ Filtek™ Z250 XT</i> ®	1,39	0,7	1,65	0,29	5,21	

Tabla 12. Datos estadísticos de cada resina compuesta nanohíbrida obtenidos de la variable extensión (mm).

*Prueba de ANOVA.

Nivel de significancia estadística ($p > 0.05$)

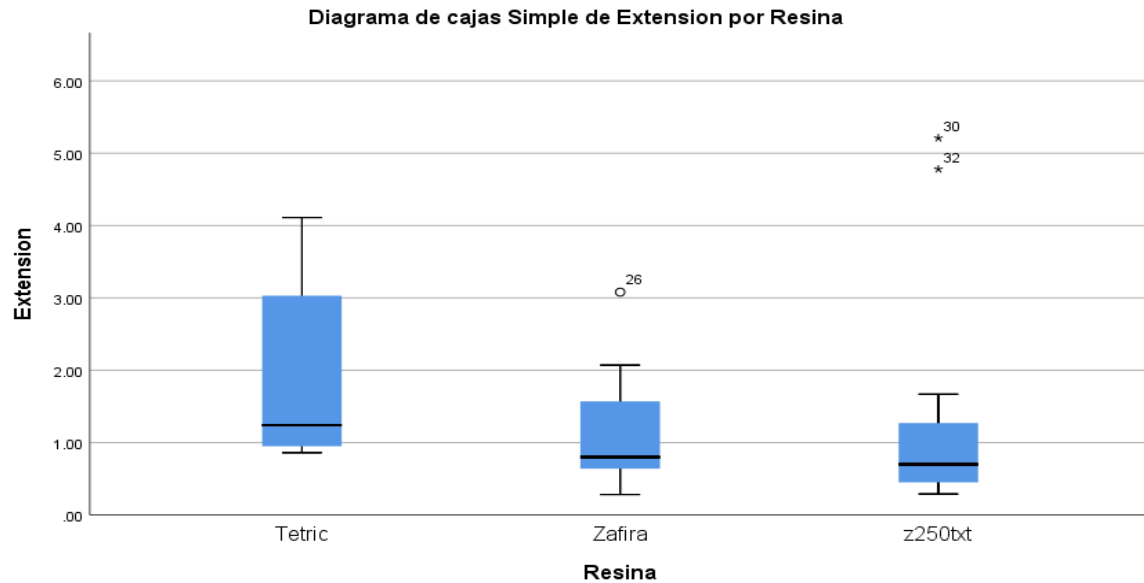


Gráfico 13. Diagrama de cajas simple de Extensión por resina.

Tetric N Ceram®: La mediana de extensión de Tetric N Ceram® es más alta en comparación con Zafira Light Curing Composite®, y 3M™ Filtek™ Z250 XT®, lo que sugiere que esta resina tiende a extenderse más. Hay una amplia dispersión en los datos de extensión, con el rango intercuartílico que va aproximadamente de 1 a 3.5. Existen valores atípicos en 30 y 32, indicando que, en algunos casos, la extensión fue mucho mayor que el valor promedio. Esto podría denotar cierta variabilidad en la extensión de la resina Tetric N Ceram®.

Zafira Light Curing Composite®: La mediana de extensión es menor que la de Tetric N Ceram®, indicando una tendencia hacia una menor extensión. La dispersión es más baja en comparación con Tetric N Ceram®, lo que sugiere una mayor consistencia en la extensión. Se observa un valor atípico en 26, similar al caso de la deformación, lo que sugiere que, aunque Zafira Light Curing Composite®, es más consistente que Tetric N Ceram®, hay ciertas muestras que muestran comportamientos anómalos.

3M™ Filtek™ Z250 XT®: Presenta la menor extensión entre las tres resinas, con una mediana baja y un rango intercuartílico estrecho. No presenta valores atípicos y muestra la menor dispersión, indicando una respuesta de extensión muy estable.

En términos de extensión, **Tetric N Ceram®** es la resina que más se extiende y tiene una variabilidad considerable, lo que podría ser desfavorable en aplicaciones que requieren estabilidad dimensional. **Zafira Light Curing Composite®**, tiene una extensión menor y más estable, pero muestra un valor atípico. **3M™ Filtek™ Z250 XT®** tiene la menor extensión y la mayor consistencia, lo que la hace la opción más confiable si se desea minimizar la extensión.

7.3.1.4 Deformación.

Marca de resinas	Media	Mediana	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Normalidad*
Tetric N ceram ®	19,2	12,41	13,03	8,6	41,1	0,349
Zafira Light Curing Composite®	11,56	8	8,05	3,13	30,8	
3M™ Filtek™ Z250 XT®	14,31	6,98	17,44	2,9	53,06	

Tabla 13. Datos estadísticos de cada resina compuesta nanohibrida obtenidos de la variable Deformación (%).

*Prueba de ANOVA.

Nivel de significancia estadística ($p > 0.05$)

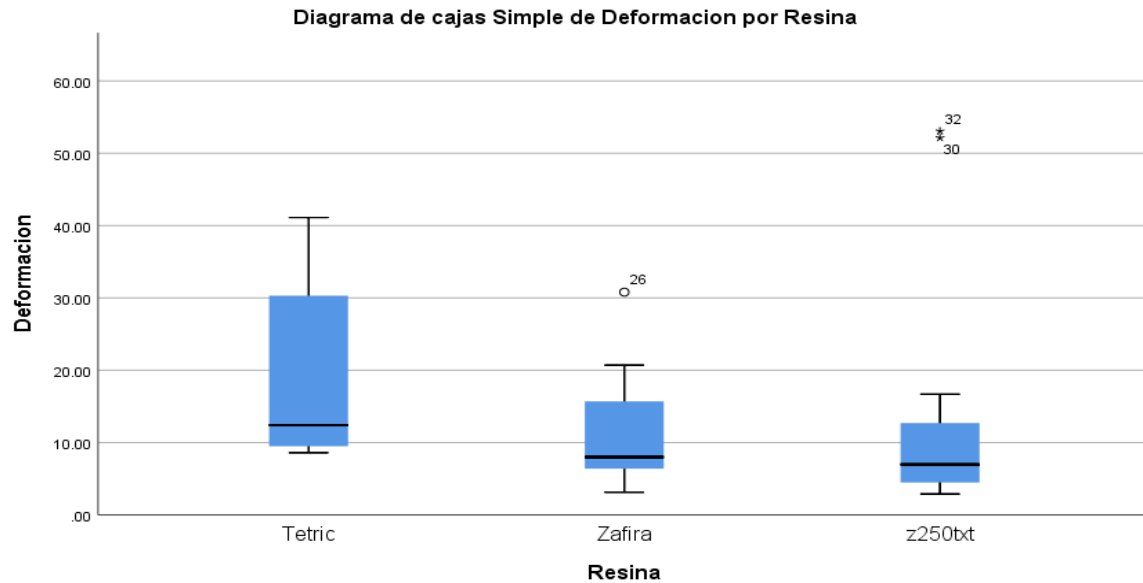


Gráfico 14. Diagrama de cajas simple de deformación por resina.

Tetric N Ceram®: La mediana de deformación de Tetric N Ceram® es notablemente más alta en comparación con las otras resinas, lo que indica que, en promedio, esta resina experimenta una mayor deformación. Hay una gran dispersión de datos, con un rango intercuartílico que se extiende desde aproximadamente 10 hasta 30. Existen valores atípicos a 30 y 32, lo que indica que algunas muestras de Tetric N Ceram® tienen una deformación significativamente más alta que la mayoría de las observaciones. Esto podría implicar cierta inconsistencia en la respuesta de deformación de esta resina.

Zafira Light Curing Composite®: La mediana es más baja que la de Tetric N Ceram®, lo que sugiere que en promedio Zafira Light Curing Composite® presenta menor deformación. Tiene menos dispersión que Tetric N Ceram®, lo que sugiere mayor consistencia en la respuesta de deformación. Se observa un valor atípico en 26, lo cual indica una muestra con deformación algo elevada, pero en general los datos están más agrupados en comparación con Tetric N Ceram®.

3M™ Filtek™ Z250 XT®: Esta resina muestra la menor deformación entre las tres, con una mediana baja y una caja intercuartílico estrecha. La falta de valores atípicos

y la baja dispersión indican una respuesta de deformación muy consistente y predecible.

La resina **Tetric N Ceram®** tiene la mayor deformación y variabilidad en sus datos, lo que sugiere menor estabilidad bajo las condiciones evaluadas Zafira Light Curing Composite®, tiene una deformación menor y es algo más consistente que Tetric N Ceram®, aunque presenta un valor atípico. 3M™ Filtek™ Z250 XT® es la resina con la menor deformación y la mayor consistencia, lo que la hace más adecuada si se busca minimizar la deformación.

Se puede evidenciar el comportamiento de cada una de las resinas compuestas nanohíbridas cuando fueron sometidas a la compresión, al analizar los resultados de las diferentes variables (Fuerza máxima, esfuerzo, extensión y deformación) la resina Tetric N Ceram® mostró los valores más altos en comparación con los otros dos grupos de resinas, más sin embargo en el análisis multivariado, se empleó una prueba estadística **ANOVA** para evaluar las diferencias entre los grupos por cada variable presentada. Los resultados mostraron un valor de $p > 0.05$, indicando que no hay diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las variables contempladas en este estudio.

7.4 Análisis Comparativo de las Resinas

Tetric N Ceram®: Los datos reflejan que la resina Tetric N-Ceram® destaca por su alta capacidad para soportar tanto la **fuerza máxima** como el **esfuerzo máximo** antes de la fractura, por su **mayor resistencia compresiva** y **capacidad de deformación**. Esta fortaleza sugiere que es una buena opción para restauraciones en áreas donde la carga masticatoria es considerable. La estructura nano híbrida de Tetric N Ceram® contribuye a su rendimiento, combinando estética y resistencia mecánica, lo cual la hace adecuada para restauraciones en zonas posteriores o en pacientes con alta demanda mecánica.

Sin embargo, los resultados muestran una variabilidad considerable en su resistencia. Esta dispersión en los datos podría deberse a factores como la técnica de preparación o la disposición de sus componentes, lo que provoca que el rendimiento de Tetric N Ceram® no sea completamente uniforme entre diferentes muestras. Esta variabilidad implica que, aunque Tetric N Ceram® es capaz de soportar grandes cargas, su desempeño puede ser menos predecible y requerir una aplicación cuidadosa en reposo.

Zafira Light Curing Composite®: siendo una marca nueva y colombiana, ha mostrado un desempeño prometedor en pruebas de resistencia, posicionándose como una opción competitiva frente a resinas internacionales como Tetric N Ceram® y 3M™ Filtek™ Z250 XT®. En términos de resistencia, presenta un comportamiento intermedio: su capacidad de compresión es moderada en comparación con Tetric, pero cuenta con una buena capacidad de deformación, lo que le permite absorber energía antes de fracturarse.

Gracias a la tecnología de distribución inteligente de nanopartículas de sílice, **Nano Smart Position**, Zafira Light Curing Composite®, mantiene una distribución uniforme de sus propiedades, garantizando un rendimiento constante y predecible. Además, al ser un producto nacional, representa una alternativa económica y accesible para clínicas con recursos limitados, ofreciendo una opción confiable sin comprometer el presupuesto.

Estos resultados posicionan a Zafira Light Curing Composite®, como una resina que, a pesar de ser nueva en el mercado, tiene potencial para cubrir diversas aplicaciones clínicas. Su estabilidad y costo accesible justifican investigaciones adicionales que permitan afianzar su uso y expandir su aceptación en el ámbito odontológico.

3M™ Filtek™ Z250 XT®: presentó el rendimiento más bajo en ambas variables (fuerza y esfuerzo) y también mostró la menor variabilidad, lo cual sugiere un perfil de rendimiento consistente pero limitado. Esto puede hacer que sea una opción adecuada para restauraciones en áreas de bajo impacto o en pacientes con menor requerimiento de carga, pero su capacidad de resistencia reducida podría no ser adecuada para situaciones de alta demanda mecánica. Este comportamiento constante y predecible en situaciones de baja carga puede ser útil en ciertas aplicaciones clínicas, aunque su aplicabilidad se ve restringida por su límite de resistencia.

Resina	Fuerza Max (N) Media	Esfuerzo (Mpa) Media	Extensión (mm) Media	Deformació n (%) Media
Tetric N ceram ®	2054,33	163,5	1,92	19,2
Zafira Light Curing Composite®	1640,46	130,52	1,15	11,56
3M™ Filtek™ Z250 XT®	1681,52	133,41	1,39	14,31

Tabla 14. Resumen por resultado obtenido.

8. DISCUSIÓN

El presente estudio se realizó para evaluar y comparar la resistencia compresiva de tres resinas compuestas nanohíbridas teniendo en cuenta y controlando factores como la contracción por polimerización, el grado de conversión, el tipo de relleno, los fotoiniciadores, los pigmentos y colores de los composites. Controlando estos factores en cada una de las muestras obtenidas se buscó estandarizar la calidad de los cuerpos de muestra con base en la información obtenida.

Como factores iniciales para tener en cuenta, están la contracción de polimerización y el grado de conversión, aunque este estudio se centró en la resistencia compresiva, la contracción de polimerización y el grado de conversión son factores críticos los cuales pueden influir directamente en la longevidad de las restauraciones (41)(42) (43). Aunque la contracción por polimerización y el grado de conversión se encuentren en antítesis clínica asociando de esta forma que un grado de conversión alto puede significar una mayor deformación por contracción (42). Debido a la preocupación existente de que una alta potencia en la lámpara pueda resultar perjudicial para nuestras restauraciones, se sugiere implementar técnicas de curado de inicio suave o configuraciones en modo rampa, logrando una intensidad baja inicial seguida de una intensidad alta disminuyendo de este modo la contracción inicial por polimerización sin afectar el grado de conversión(44) (42). Para el presente estudio se siguió la línea descrita por dichos autores teniendo en cuenta la configuración de la lámpara (curado inicial suave) como medida de prevención, evitando así la deformación por contracción o un grado de polimerización bajo en los cuerpos de muestra.

En un estudio in vitro se evaluó la resistencia a la compresión de dos resinas convencionales frente a dos resinas Bulk Fill en distintas profundidades de curado. Los resultados demostraron que, a menor tamaño de partícula en un volumen constante, la resistencia compresiva aumenta. Este fue el caso de la resina Tetric N-Ceram Bulk Fill, la cual presentó una mayor resistencia compresiva en

comparación con las demás resinas analizadas. Este comportamiento puede atribuirse a la presencia de Ivocerin, un iniciador basado en germanio que, en combinación con otros componentes como canforquinona, óxido de benzoilo y difenilfosfina de trimetilo, incrementa la profundidad de fotocurado, alcanzando longitudes de onda entre 400 y 450 nm. Este fenómeno favorece la conversión polimérica del material, lo que explica el mejor desempeño de esta resina en términos de resistencia compresiva a una profundidad de 4 mm, superando así a las resinas convencionales evaluadas. (28)

Para este estudio los cuerpos de muestra fueron sometidos a pruebas de resistencia compresiva sin sufrir procesos de envejecimiento acelerados o degradación hidrolítica alguna, Según lo describe Guamán J & Luna T (45) en los procesos de termociclado, el agua caliente acelera la hidrólisis de los componentes del material adhesivo, causando estrés por la expansión y contracción del material al ser sometidos a cambios de temperatura continuos mayores a las estructuras dentarias provocando un envejecimiento acelerado por lo que sería interesante replicar este mismo estudio con procesos de envejecimiento acelerados simulando 1 o hasta 5 años de envejecimiento.

Nicoluzzi et al (46) Investigaron sobre la influencia del envejecimiento sobre la resistencia compresiva utilizando 16 cuerpos de muestra cilíndricos de 4 X 8mm con 3 resinas compuestas Filtek Supreme (Solventum), Charisma (Heraeus-Kulzer) y Filtek Z-250 (Solventum), teniendo en total 48 cuerpos de muestra para el estudio los cuales fueron sometidos a 24 horas de almacenamiento y a 5 años de envejecimiento artificial acelerado. Posteriormente los cuerpos de muestra pasaron por ensayos de compresión, La resistencia compresiva de la resina Filtek Z-250 (Solventum) a las 24 horas (302,7 MPa la resina Charisma (Heraeus-Kulzer) a las 24 horas (280,5 MPa) y la resina Filtek Supreme (Solventum) a las 24 horas (249,1 MPa).

Otro factor a tener en cuenta es la cantidad de relleno y el tamaño de partícula de las resinas. Según lo menciona Banava & Salehyar en su estudio (47) la resistencia de un material de resina es proporcional a la cantidad de relleno y al tamaño de sus partículas. Entendiendo de este modo que la disminución del tamaño de partículas proporcionaría un incremento de la resistencia a la compresión de la resina compuesta.

Los resultados obtenidos en este estudio concuerdan con las investigaciones previas realizadas por Sepideh y Saman (2008) (47), quienes establecieron que la resistencia de los materiales resinosos está directamente relacionada con la cantidad de relleno inorgánico y el tamaño de las partículas que lo componen. Esta afirmación se ve respaldada por otros autores, como Moezzyzadeh en 2012 (48) y Huayhua (2013) (29), quienes sostienen que una reducción en el tamaño de las partículas del relleno inorgánico conduce a un incremento en la resistencia a la compresión de las resinas compuestas. En este contexto, las resinas analizadas presentan una composición de materia inorgánica del 78-79% en peso para la resina Zafira Light Curing Composite® 80 - 81% en peso para Tetric N Ceram® y 70-85% en peso para 3M™ Filtek™ Z250 XT® lo que sugiere una correlación entre el porcentaje de relleno inorgánico y la resistencia mecánica del material.

Además, Baldión et al. (2011) (49) destacaron la importancia del contenido, tamaño y distribución de las partículas de relleno en las propiedades físico-mecánicas de las resinas compuestas. En este estudio, se observó que la resina Tetric N Ceram® contiene partículas de relleno con un rango de tamaño entre 0.04 y 3µm, mientras que la resina Zafira® contiene tamaño de partículas entre 0,04µm a 2µm y 3M™ Filtek™ Z250 XT® presenta tamaño medio de partículas de 0,02 µm. Estas diferencias en la distribución y tamaño de las partículas podrían explicar las variaciones en la resistencia compresiva entre estos 3 materiales, siendo la Tetric N Ceram® la que demostró un mejor desempeño.

Los resultados de este estudio respaldan la idea de que la resistencia compresiva de las resinas compuestas está influenciada por factores como el porcentaje de relleno inorgánico, el tamaño de las partículas y la técnica de aplicación. La resina Tetric N Ceram®, con su mayor contenido de relleno inorgánico y distribución de partículas, demostró ser superior en términos de resistencia compresiva, lo que la hace recomendable para restauraciones posteriores sometidas a altas fuerzas masticatorias, aunque algunos resultados de la resina Tetric N Ceram® se presentaron muy por debajo de la media se establece que se deben tener en cuenta factores adicionales para trabajar con dicha resina lo que la hace susceptible a la técnica. La resina Zafira Light Curing Composite®, por el contrario, no presentó tanta dispersión en los valores obtenidos, lo que la hace una resina muy estable con resultados predecibles y la resina 3M™ Filtek™ Z250 XT® presentó valores muy similares con los de Zafira Light Curing Composite®, pero con un poco más de dispersión. Estos hallazgos refuerzan la importancia de seleccionar materiales y técnicas adecuadas para garantizar la durabilidad y el éxito clínico de las restauraciones en rehabilitación oral.

La resistencia compresiva de la resina Tetric N Ceram, observada en este estudio, se debe principalmente a sus propiedades físicas se ven reforzadas por el tamaño reducido de sus partículas de relleno (0.04-3µm) y su alto contenido de relleno inorgánico (80-81%), factores que, según estudios previos, incrementan la resistencia mecánica. En comparación con la resina 3M™ Filtek™ Z250 XT® y Zafira Light Curing Composite®, estos atributos hacen de la Tetric N Ceram una opción más adecuada para restauraciones posteriores, ya que ofrece mayor capacidad para soportar las fuerzas masticatorias y simular las propiedades del sistema dental posterior.

9. RECOMENDACIONES

9.1 Claridad en la Definición de Variables

Para garantizar la validez interna de este estudio, es esencial que las variables evaluadas estén definidas de manera precisa y clara. En este caso, la resistencia compresiva de las resinas debe ser medida con un protocolo estandarizado, especificando las unidades de medida (por ejemplo, megapascales, MPa) y los rangos aceptables de variabilidad entre las mediciones. Además, la elección de las resinas comparadas debe ser justificada con base en su prevalencia en la práctica clínica de la rehabilitación oral.

Para mejorar la validez externa, se recomienda que las resinas seleccionadas para este estudio sean representativas de aquellas comúnmente utilizadas en tratamientos de rehabilitación oral. Este enfoque ayudará a garantizar que los resultados puedan extrapolarse a situaciones clínicas reales.

9.2 Diseño Experimental

El diseño experimental debe ser cuidadosamente estructurado para controlar todas las variables que pudieran influir en la resistencia compresiva de las resinas. Entre estas variables se incluyen la temperatura, humedad, y tiempo de curado de las resinas. Controlar estos factores durante todos los ensayos ayudará a minimizar el sesgo y asegurará que las mediciones sean válidas y consistentes.

Así mismo, es recomendable que los especímenes de prueba sean seleccionados aleatoriamente con el fin de evitar cualquier sesgo en la muestra. Además, se sugiere realizar la comparación de las resinas utilizando modelos de prueba que simulen las condiciones del entorno oral, mejorando así la validez externa de los resultados.

9.3 Métodos de Prueba

El uso de métodos de prueba estandarizados es crucial para aumentar la validez interna. Para medir la resistencia compresiva de las resinas, se recomienda utilizar equipos validados, como una máquina universal de prueba de compresión, que proporcione resultados precisos y consistentes. La estandarización de los métodos garantiza que los resultados sean reproducibles y verificables por otros investigadores. También se sugiere realizar pruebas a largo plazo o de fatiga para evaluar la durabilidad de las resinas a lo largo del tiempo. Este enfoque no solo incrementará la validez interna al medir la resistencia bajo condiciones de estrés prolongado, sino que también permitirá evaluar el comportamiento de las resinas en condiciones más realistas

9.4 Análisis Estadístico

El análisis estadístico debe ser adecuado para garantizar la validez interna de los resultados. Se recomienda el uso de análisis de varianza (ANOVA) o pruebas de Kruskal-Wallis, dependiendo de la distribución de los datos, para determinar si existen diferencias significativas en la resistencia compresiva entre las resinas. Además, la inclusión de intervalos de confianza permitirá interpretar la precisión de las estimaciones y proporcionará una base sólida para las conclusiones del estudio.

9.5 Resultados y Discusión.

En la sección de resultados, es esencial no solo presentar los datos numéricos, sino también interpretarlos en función de las características de las resinas y las posibles causas de las diferencias observadas. Esta interpretación profunda fortalecerá la validez interna del estudio, demostrando que se han considerado los mecanismos subyacentes que podrían explicar los resultados obtenidos.

Para mejorar la validez externa, se recomienda discutir cómo los resultados obtenidos se pueden aplicar en otros contextos clínicos, considerando, por ejemplo, la aplicabilidad de estas resinas en pacientes con diferentes condiciones orales o hábitos de higiene. Esta discusión aumentará la generalización de los hallazgos

9.6 Consideraciones Éticas y Reproducibilidad

La validez externa también puede mejorar si el estudio se presenta de manera que otros investigadores puedan replicarlo. Se recomienda que todos los procedimientos experimentales sean descritos con la mayor claridad posible, lo cual facilita la reproducibilidad del estudio. Esto incluye detalles sobre la selección de los materiales, las condiciones experimentales y los métodos de medición utilizados. Además, es fundamental que el estudio respete todas las normativas éticas relevantes, como la aprobación por parte de un comité de ética, si se considera necesario. La transparencia en estos aspectos reforzará la credibilidad de los resultados.

9.7 Limitaciones y Áreas de Mejora

Es importante reconocer las limitaciones del estudio para proporcionar una interpretación adecuada de los resultados. Entre las limitaciones potenciales se incluyen el tamaño de la muestra, las características de las resinas seleccionadas y las condiciones de prueba que podrían no reflejar de manera exacta todas las variables del entorno oral.

En este sentido, se recomienda que futuras investigaciones amplíen el número de resinas comparadas o utilicen muestras más grandes, lo que podría ayudar a generalizar los hallazgos de manera más confiable.

9.8 Recomendaciones para Investigaciones Futuras

Para fortalecer la validez externa, se sugiere realizar estudios adicionales que evalúen la resistencia de estas resinas bajo condiciones de carga cíclica o en un entorno simulado de la cavidad oral. Esto permitirá evaluar la durabilidad de las resinas en condiciones más representativas y puede ofrecer información más relevante para la práctica clínica.

Además, sería útil comparar las resinas evaluadas en este estudio con otros productos comerciales para determinar cuál ofrece un rendimiento superior en términos de resistencia compresiva y otras propiedades mecánicas relevantes. Este enfoque ampliaría la aplicabilidad de los resultados y proporcionaría una visión más completa sobre la elección de materiales para restauraciones dentales.

10. CONCLUSIONES

El presente estudio comparó la resistencia compresiva de tres resinas compuestas nanohíbridas: Zafira Light Curing Composite®, 3M™ Filtek™ Z250 XT® y Tetric N Ceram®, con el objetivo de evaluar su desempeño bajo condiciones de carga axial simulando fuerzas masticatorias. A continuación, se presentan las conclusiones derivadas de los resultados obtenidos, organizadas en función de las variables analizadas, los tipos de relleno y el comportamiento de cada resina.

10.1 Resistencia Compresiva y Variables Asociadas.

Fuerza Máxima (N): La resina Tetric N Ceram® presentó la mayor resistencia a la fuerza máxima, con un promedio de 2054.33 N, seguida por 3M™ Filtek™ Z250 XT® con 1681.52 N y Zafira Light Curing Composite®, con 1640.46 N. Estos resultados indican que Tetric N Ceram® es la más resistente a la fractura bajo cargas compresivas, lo que la hace adecuada para restauraciones en zonas posteriores sometidas a altas fuerzas masticatorias.

Esfuerzo Máximo (MPa): En términos de esfuerzo máximo, Tetric N Ceram® también destacó con un promedio de 163.5 MPa, mientras que 3M™ Filtek™ Z250 XT® y Zafira Light Curing Composite®, obtuvieron 133.41 MPa y 130.52 MPa, respectivamente. Esto confirma que Tetric N Ceram® tiene una mayor capacidad para soportar tensiones antes de fracturarse.

Extensión (mm): Tetric N Ceram® mostró la mayor extensión promedio (1.92 mm), lo que sugiere una mayor capacidad de deformación antes de la fractura. En contraste, Zafira Light Curing Composite® y 3M™ Filtek™ Z250 XT® presentaron valores más bajos (1.15 mm y 1.39 mm), indicando una menor deformación bajo carga.

Deformación (%): Tetric N Ceram® también registró la mayor deformación promedio (19.2%), lo que refleja una mayor capacidad de absorción de energía antes de la fractura. Zafira Light Curing Composite® y 3M™ Filtek™ Z250 XT® presentaron valores más bajos (11.56% y 14.31%, respectivamente), lo que sugiere una menor capacidad de deformación.

10.2 Tipos de Relleno y su Influencia en la Resistencia Compresiva

Tetric N Ceram®: Esta resina, con un contenido de relleno inorgánico del 80-81% en peso y partículas que varían entre 40 nm y 3000 nm, mostró la mayor resistencia compresiva. La combinación de partículas de vidrio de bario, trifluoruro de iterbio y óxidos mixtos contribuye a su alta resistencia mecánica y capacidad de deformación. La presencia de partículas más grandes (hasta 3000 nm) puede explicar su mayor resistencia, ya que estas partículas actúan como refuerzo estructural.

Zafira Light Curing Composite®: Con un contenido de relleno inorgánico del 78-79% en peso y partículas que varían entre 40 nm y 2.0 µm, Zafira Light Curing Composite®, mostró un desempeño intermedio en resistencia compresiva. Su tecnología de distribución inteligente de nanopartículas (Nano Smart Position) permite una distribución uniforme de las partículas, lo que contribuye a su estabilidad y resistencia moderada. Sin embargo, su menor contenido de relleno en comparación con Tetric N Ceram® puede explicar su menor resistencia compresiva.

3M™ Filtek™ Z250 XT®: Esta resina, con un contenido de relleno inorgánico del 82% en peso y partículas de zirconio/sílice de tamaño promedio de 3 µm, mostró la menor resistencia compresiva entre las tres. Aunque tiene un alto contenido de relleno, la presencia de partículas más pequeñas (20 nm) puede limitar su capacidad de resistencia a la compresión en comparación con Tetric N Ceram®.

10.3 Conclusiones por Tipo de Resina

Tetric N Ceram®: Esta resina demostró ser la más resistente a la compresión, con valores significativamente más altos en fuerza máxima, esfuerzo máximo y deformación. Su composición de relleno, que incluye partículas de vidrio de bario y trifluoruro de iterbio, la hace ideal para restauraciones en zonas posteriores donde las fuerzas masticatorias son más intensas. Sin embargo, su mayor variabilidad en los resultados sugiere que su aplicación debe ser cuidadosa para garantizar un desempeño óptimo.

Zafira Light Curing Composite®: Aunque mostró una resistencia compresiva menor que Tetric N Ceram®, Zafira Light Curing Composite®, presentó un comportamiento más consistente y predecible. Su tecnología de distribución inteligente de nanopartículas (Nano Smart Position) y su contenido de relleno moderado la convierten en una opción viable para restauraciones en zonas de menor carga masticatoria. Además, su origen nacional y su costo accesible la posicionan como una alternativa competitiva en el mercado odontológico colombiano.

3M™ Filtek™ Z250 XT®: Esta resina presentó la menor resistencia compresiva entre las tres, lo que la hace más adecuada para restauraciones en zonas de bajo impacto o en pacientes con menor demanda mecánica. Su consistencia en los resultados sugiere un comportamiento predecible, aunque su capacidad de resistencia es limitada en comparación con las otras dos resinas.

10.4 Implicaciones Clínicas

Tetric N Ceram® es recomendada para restauraciones en zonas posteriores o en pacientes con mayor carga masticatoria, donde se requiere una alta resistencia a la compresión. Sin embargo, su mayor variabilidad en los resultados sugiere que su aplicación debe ser cuidadosa para evitar fallas prematuras.

Zafira Light Curing Composite® es una opción viable para restauraciones en zonas de menor carga masticatoria, especialmente en pacientes con fuerzas oclusales moderadas. Su consistencia y costo accesible la convierten en una alternativa prometedora en el mercado odontológico colombiano.

3M™ Filtek™ Z250 XT® es adecuada para restauraciones temporales o en pacientes de bajo riesgo, donde la resistencia extrema no es un factor crítico. Su comportamiento predecible la hace útil en situaciones clínicas que requieren estabilidad y consistencia.

10.5 Recomendaciones para Futuras Investigaciones

Se recomienda realizar estudios adicionales con un mayor tamaño de muestra y en condiciones más controladas para validar los resultados obtenidos.

Sería interesante evaluar el efecto del envejecimiento acelerado en la resistencia compresiva de estas resinas, simulando condiciones bucales a largo plazo.

Otra recomendación sería realizar ensayos con las diferentes resinas utilizadas en el estudio en dientes premolares obturados en cavidades clase I, como se reporta en algunos estudios.

También se sugiere investigar el impacto de diferentes técnicas de fotopolimerización en la resistencia compresiva de estas resinas, especialmente en relación con la contracción de polimerización y el grado de conversión.

En conclusión, este estudio proporciona información valiosa para la selección de materiales en odontología restauradora, destacando las ventajas y limitaciones de cada resina en función de su resistencia compresiva y composición. Los resultados respaldan el uso de Tetric N Ceram® en situaciones de alta demanda mecánica,

mientras que Zafira Light Curing Composite® y 3M™ Filtek™ Z250 XT® son opciones viables para aplicaciones de menor carga.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Tejada Grandez KJ, Villalobos Terán CS, Coronel Zubiarte FT. RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE LAS RESINAS DENTALES DE NANOPARTICULAS Y SUPRANANOPARTICULAS. Rev Salud & Vida Sipanense [Internet]. 2020;7(2):66–75. Available from: <http://orcid.org/0000-0009-4996-150X>.<http://orcid.org/0000-0003-4747-947X>
2. Acurio P, Falcón G, Casas L. Comparación de la resistencia compresiva de resinas convencionales vs resinas tipo Bulk fill. Revista Odontología Vital. 2017 Dec;2, No 27:69-77.
3. De la Torre Maldonado JS. RESISTENCIA COMPRESIVA: ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO ENTRE UN CERÓMERO Y UNA RESINA DE NANOTECNOLOGIA SOMETIDA A DOS TIPOS DE POLIMERIZACION. UNIVERSIDAD CENTRAL DEL ECUADOR; 2016.
4. Lopez portocarrero J. RESISTENCIA COMPRESIVA DE TRES RESINAS COMPUESTAS INDICADAS PARA RESTAURACIÓN POSTERIOR, IN VITRO, LIMA- 2018. [Lima, Perú]: Universidad Nacional Federico Villareal; 2018.
5. FICHA TÉCNICA ZAFIRA LIGHT CURING COMPOSITE® DPFTPT-104. 2021.
6. International Organization for Standardization. Dentistry-Polymer-based filling, restorative and luting materials Art dentaire. www.iso.ch Switzerland, Switzerland; 2000 p. 1–34.
7. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. Elsevier/Mosby; 2013. 488 p.
8. International Organization for Standardization. DETERMINATION OF COMPRESSIVE STRENGTH. www.iso.ch Switzerland; 2003.

9. Mancilla Lucas, Lina Elvia. Comparación de la resistencia a la compresión entre una resina compuesta y dos resinas de tipo bulk fill, in vitro. 2021.
10. Gavilanez J, Catro J. Resistencia a la compresion de la resina Bulk en comparacion con la compuesta, revision de la literatura. Polo del Conocimiento. 2022;7(4):900–8.
11. Rodriguez G DR, Pereira S NA. CURRENT TRENDS AND EVOLUTION ON DENTAL COMPOSITES. Fundación Acta Odontológica Venezolana [Internet]. 2008;1–19. Available from: www.actaodontologica.comFUENTE:www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion_tendencias_resinas_compuestas.asp
12. Tejada Grandez, Ketty Jhovani. Resistencia por fuerza compresiva in vitro en resinas dentales nanoparticuladas y suprananoparticuladas, Chachapoyas-2018 [Internet] [Tesis]. [Chachapoyas]: Universidad Nacional Toribio Rodriguez de Mendoza de Amazonas; 2019 [cited 2024 Feb 18]. Available from: [chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://repositorio.untrm.edu.pe/bitstream/handle/20.500.14077/1693/Tejada%20Grandez%20Ketty%20Jhovani.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://repositorio.untrm.edu.pe/bitstream/handle/20.500.14077/1693/Tejada%20Grandez%20Ketty%20Jhovani.pdf?sequence=1&isAllowed=y)
13. Hervás García A, Lozano Martínez AM, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. A review of the materials and clinical indications. clínicas. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006 Jan;11:E215-20.
14. Karol Monteza-Iñiguez SI, Loyola-García PI, Ximena Córdoba-Rodríguez III M, Castillo-Guarnizo ZI, Díaz-López CI. Resistencia Flexural de una Resina Compuesta Nanohíbrida Sometida a Técnicas de Termopolimerización Adicional Flexural Strength of a Nanohybrid Composite Resin Subjected to Additional Thermopolymerization Techniques Resistência à flexão de uma resina composta nanohíbrida submetida a técnicas adicionais de termopolimerização. 2021;63(11):1667–81. Available from:

<http://polodelconocimiento.com/ojs/index.php/eshttps://orcid.org/0000-0002-7840-9748>

15. ROMANI BAHAMONDE ZA, CALLA POMA RD. Comparación de la resistencia compresiva entre resinas compuestas y cerómeros de nanorelleno y nanohíbridos estudio in vitro. Universidad Nacional Mayor de San Marcos; 2022.
16. Torres Sandoval HA, Cueva LA. Resistencia a la compresión de cuatro resinas compuestas nanohíbridas con circonio utilizados en Perú [Internet] [Escuela profesional de estomatología]. [Huancayo, Peru]: Universidad Roosevelt; 2021 [cited 2024 Feb 18]. Available from: chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://repositorio.uroosvelt.edu.pe/bitstream/handle/20.500.14140/754/Tesis-%20HERNA%c3%acN%20ALEJANDRO.pdf?sequence=1&isAllowed=y
17. Acho Platero HL, Espejo M del R. Comparación de la resistencia a la compresión de tres resinas compuestas de tipo Bulk Fill estudio in vitro Tacna 2021 [Internet]. [TACNA, peru]: UNIVERSIDAD ALAS PERUANAS FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIAS DE LA SALUD ; 2023 [cited 2024 Feb 18]. Available from: chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://repositorio.uap.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12990/11530/Tesis_Comparaci%3%b3n%20de%20la%20resistencia%20a%20la%20compresi%3%b3n_Tres%20resinas%20compuestas%20tipo%20Bulk%20Fill_Estudio%20i n%20vitro%20Tacna%202021.pdf?sequence=1&isAllowed=y
18. Leal-Fonseca AP, Hernández-Molinar Y. Evolución de la odontología Evolution of dentistry *Cirujano dentista, **Odontopediatra y profesora de posgrado. Resumen. Oral 16 [Internet]. 2016 Oct 14;17 (55). Available from: <http://dentistaenvalencia.es/?p=327>
19. Phillips RW. La Ciencia de los materiales dentales. . 11th ed. 2010. 2010. 415–416 p.

20. Mendez Silva JE, Castaño Molina MD, Saldarriaga Carmona LC. EVALUACION DE LA BIOCOMPATIBILIDAD DE RESINA A BASE DE MONOMEROS BisGMA VS MONOMEROS DE RESINA TIPO BULK FILL. CARTAGENA – BOLIVAR; 2018.
21. Quispe N, Quispe B. Evaluación de tres técnicas de fotopolimerización con diodo emisor de luz en la resistencia compresiva de resina compuesta de nanopartículas. Evaluación de tres técnicas de fotopolimerización con diodo emisor de luz en la resistencia compresiva de resina compuesta de nanopartículas. Instituto Universitario de Innovación Ciencia y Tecnología Inudi Perú; 2022.
22. Rodríguez G, DR, PS. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Act Odont Venez. 2008;46(3):381-92.
23. Rodriguez H, Baldión PA. Pruebas de resistencia compresiva de tres materiales de resina compuesta [Internet]. 2023 [cited 2024 Feb 18]. Available from: <https://zafiraneuwtetic.com/category/estudios/>
24. Peñafiel Rodríguez MV, Quisiguiña Guevara SM, Alban Hurtado CA, Robalino Campos HR. Comparación de la resistencia a la fuerza de compresión de las resinas híbrida, nanohíbrida y bulk fill. RECIMUNDO. 2019 Sep 30;3(3):585–95.
25. Pérez-Mondragón AA, Cuevas-Suárez CE, González-López JA, Trejo-Carbajal N, Meléndez-Rodríguez M, Herrera-González AM. Preparation and evaluation of a BisGMA-free dental composite resin based on a novel trimethacrylate monomer. Dental Materials. 2020 Apr 1;36(4):542–50.
26. Massa AK, Nashely O, Loayza G, Luis GE, Soto R. Comparación in vitro de la resistencia compresiva de resina nanoparticulada convencional y nanohíbrida. [Huancayo]: FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD; 2022.
27. Cho K, Rajan G, Farrar P, Prentice L, Prusty BG. Dental resin composites: A review on materials to product realizations. Vol. 230, Composites Part B: Engineering. Elsevier Ltd; 2022.

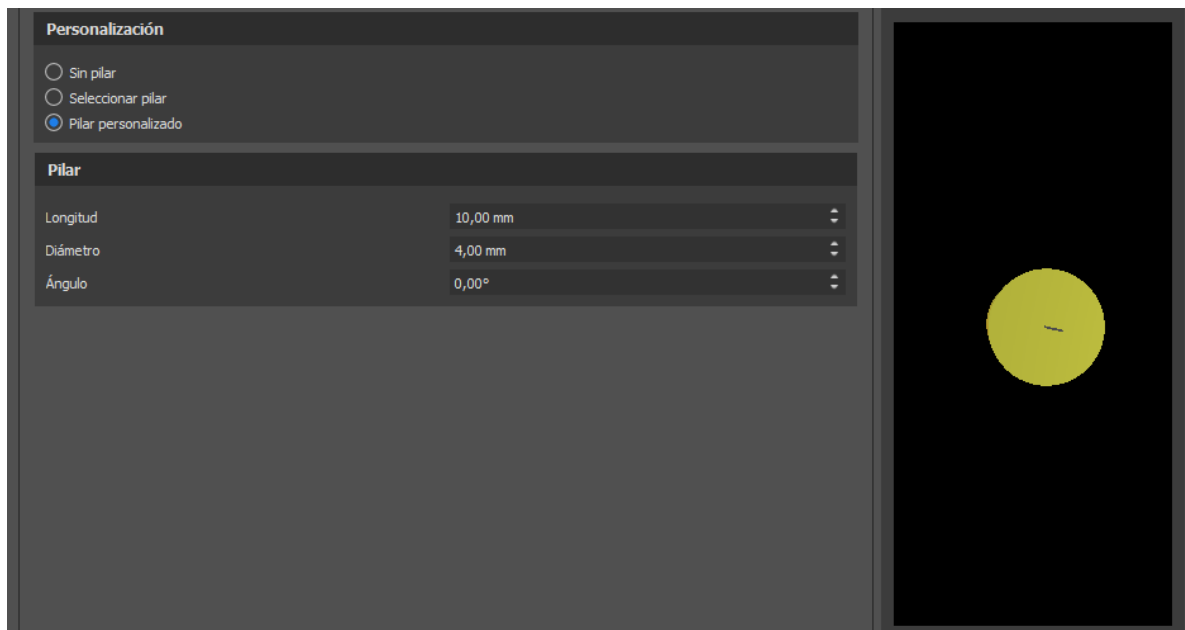
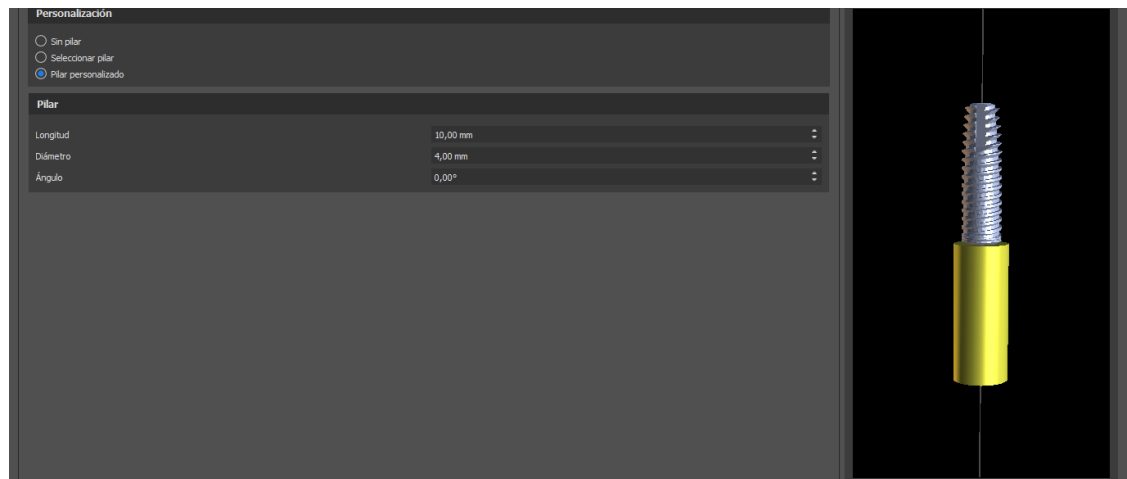
28. Roque J. COMPOSICIÓN DE RESINAS COMPUESTAS DE USO DIRECTO EN OPERATORIA DENTAL EN EL SIGLO XXI. Revista de Operatoria Dental y Biomateriales [Internet]. 2023 May;Volumen 12 Número 2. Available from: <https://www.rodyb.com/composicion-de-resinas-compuestas/RESUMEN>
29. Huayhua Revollo ED. ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA RESISTENCIA COMPRESIVA DE RESINAS COMPUESTAS MICROHIBRIDAS Y NANOHIBRIDAS. UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS; 2013.
30. Fernández-Rodríguez A, Fuentes-Claros A, Salcedo-Santamaría R, Noroña D, Ruan-Antury D, García EJ, et al. Resistencia a la compresión de resinas compuestas a base de metacrilato y de silorano Compressive strength of a silorane-based and a methacrylate-based composite resin INVESTIGACIÓN-MATERIALES DENTALES. Vol. 101, Rev Asoc Odontol Argent. 2013.
31. GALVÁN RUIZ E, GÓMEZ CARRILLO S, HERNANDEZ MEDINA R. ELABORACIÓN DE INCRUSTACIONES ESTÉTICAS PARA DIENTES POSTERIORES COMPARANDO COMPOSITES VS CERÓMEROS. [México]: UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO; 2015.
32. Chun KJ, Choi HH, Lee JY. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. J Dent Biomech. 2014;5(1):1–7.
33. Esteban Tamariz Ordóñez Pablo, Beatriz Benavides Velepucha Joselin, Henry Casa Zaruma Jhon. COMPARACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS Y FÍSICAS DE LAS RESINAS BULK FILL VERSUS RESINAS CONVENCIONALES. Vol. 9, Rev. Cient. Univ. Odontol. Dominic. ECUADOR ; 2021.
34. Kowalska A, Sokolowski J, Bociong K. The Photoinitiators Used in Resin Based Dental Composite-A Review and Future Perspectives. Polymers (Basel) [Internet]. 2021;13, 470. Available from: <https://doi.org/10.3390/polym130>

35. Da Silva Fontes A, Di Mauro E, Henrique Dall L. Study of the Influence of Pigments in the Polymerization and Mechanical Performance of Commercial Dental Composites. Rev Odontol Bras Central [Internet]. 2012;21(56). Available from: <https://www.researchgate.net/publication/272092535>
36. Calheiros FC, Kawano Y, Stansbury JW, Braga RR. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. Dental Materials. 2006 Sep;22(9):799–803.
37. Alejandra P, Elorza B. Pruebas de resistencia compresiva de tres materiales de resina compuesta Materiales Casa comercial New Stetic.
38. Botto González I. Estudio Comparativo in vitro de la resistencia compresiva y la dureza superficial de un sistema de resina compuesta monoincremental (SonicFill™) y uno convencional (Herculite® Precis). 2013.
39. FICHA TÉCNICA Tetric N Ceram®
40. FICHA TÉCNICA Restaurador universal nano híbrido Filtek™ de 3M™ Z250 XT [Internet]. Available from: www.3M.com.co
41. Kanashiro M, Naoki F. Comparación in vitro de la resistencia a la compresión de las resinas compuestas te-econom plus®, tetric n-ceram® y tetric n-ceram bulk fill® Item Type info:eu-repo/semantics/bachelorThesis [Internet]. 2016. Available from: <http://hdl.handle.net/10757/620703>
42. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain [Internet]. 2000 Jan. Available from: www.elsevier.com/locate/dental
43. Balagopal S, Geethapriya N, Anisha S, Hemasathya BA, Vandana J, Dhatshayani C. Comparative evaluation of the degree of conversion of four different composites polymerized using ultrafast photopolymerization technique: An in vitro study. Journal of Conservative Dentistry. 2021 Jan 1;24(1):77–82.

44. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without “softstart-polymerization.” Vol. 25, Journal of Dentistry. 1997.
45. Guamán J, Luna T. Estudio comparativo in vitro: resistencia compresiva entre un sistema de resina compuesta monoincremental y uno convencional sometidos a termociclado. LOJA– ECUADOR; 2019.
46. Nicoluzzi A, Ribeiro Moysés M, Candido Dos Reis A, Carlos J, Ribeiro R, Dias SC. INFLUENCIA DEL ENVEJECIMIENTO ARTIFICIAL ACELERADO SOBRE LA RESISTENCIA A COMPRESIÓN DE RESINAS COMPUESTAS. 2007 Jun; Available from: www.actaodontologica.com/ediciones/2008/4/envejecimiento_artificial_acelerado_resistencia_compresion_resina_s.asp
47. Banava S, Salehyar S. In vitro Comparative Study of Compressive Strength of Different Types of Composite Resins in Different Periods of Time [Internet]. Vol. 4, Iranian Journal of Pharmaceutical Sciences Winter. 2008. Available from: www.ijps.ir
48. Moezzyzadeh M. Evaluation of the compressive strength of hybrid and nanocomposites. Vol. 1, Journal Dental School. 2012.
49. Alejandra P, Baldion P, Alexander D. ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS PROPIEDADES MECANICAS DE DIFERENTES TIPOS DE RESINA COMPUESTA COMPARATIVE STUDY OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF DIFFERENT TYPES OF COMPOSITE RESIN [Internet]. 2011. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/281864764>

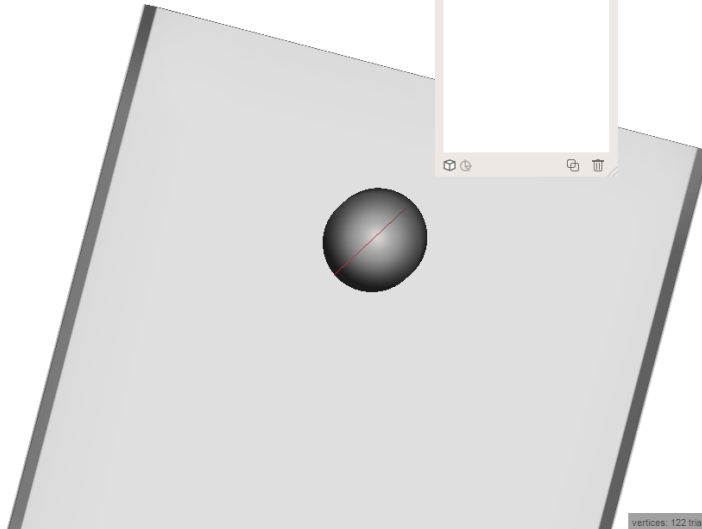
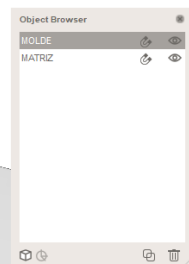
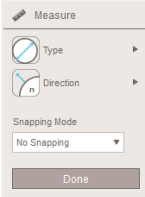
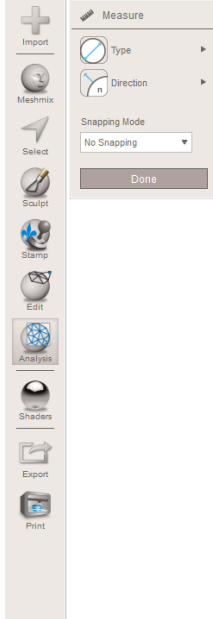
12. ANEXOS

a. Diseño de moldes en Mesh Mixer:



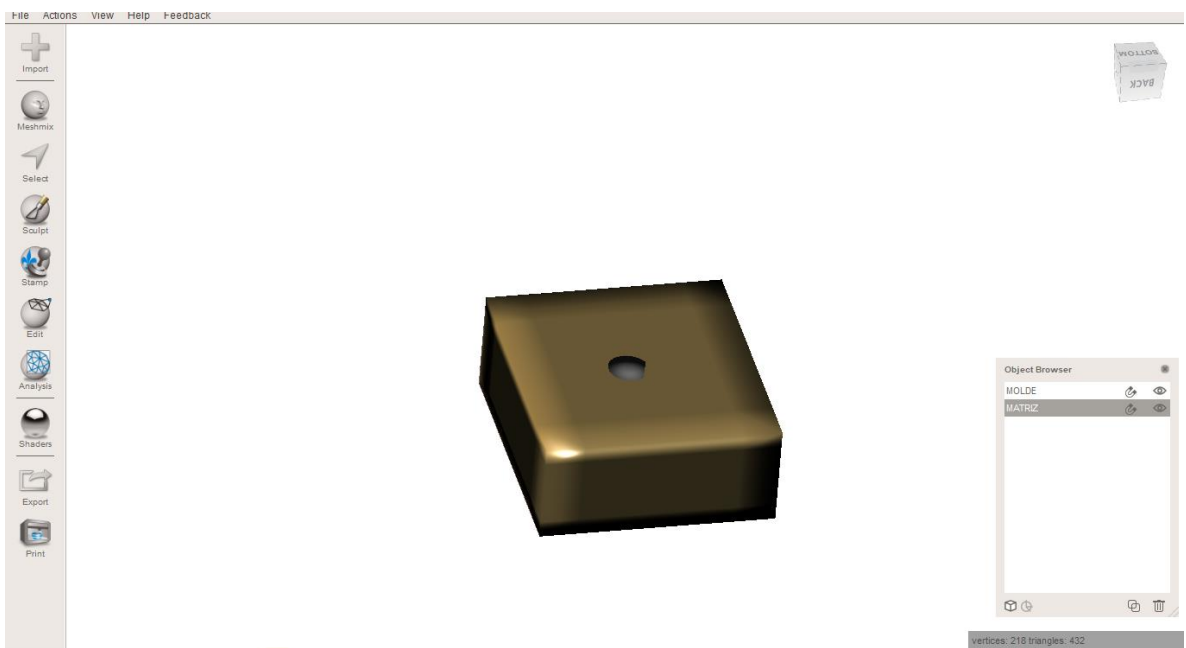
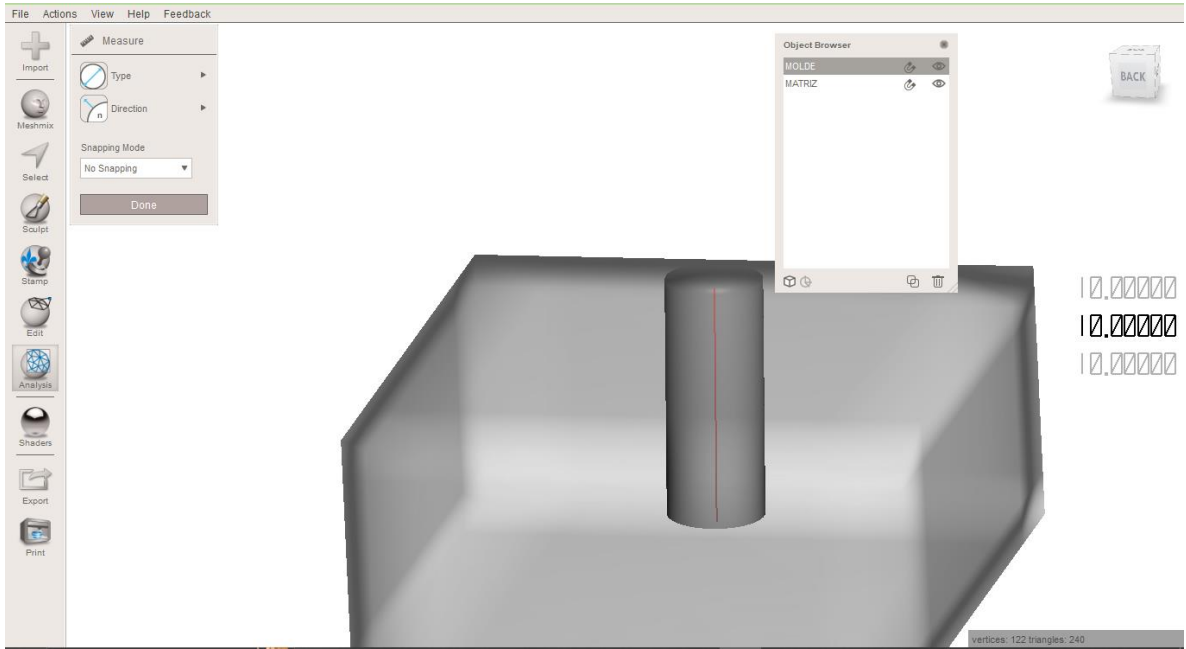


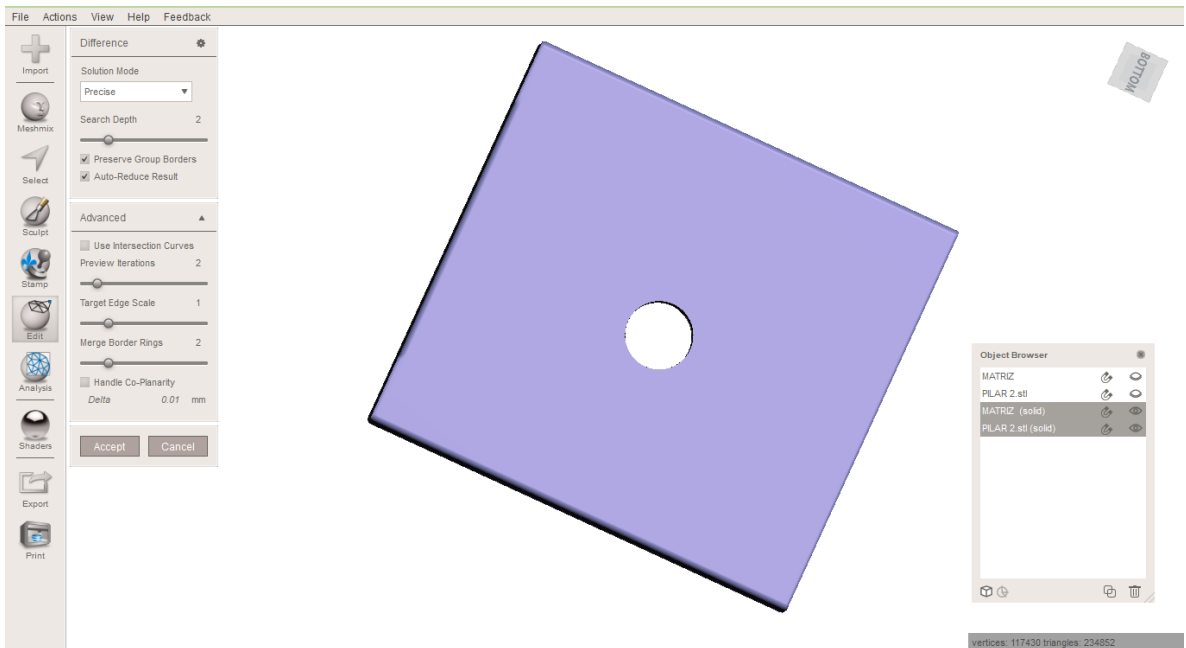
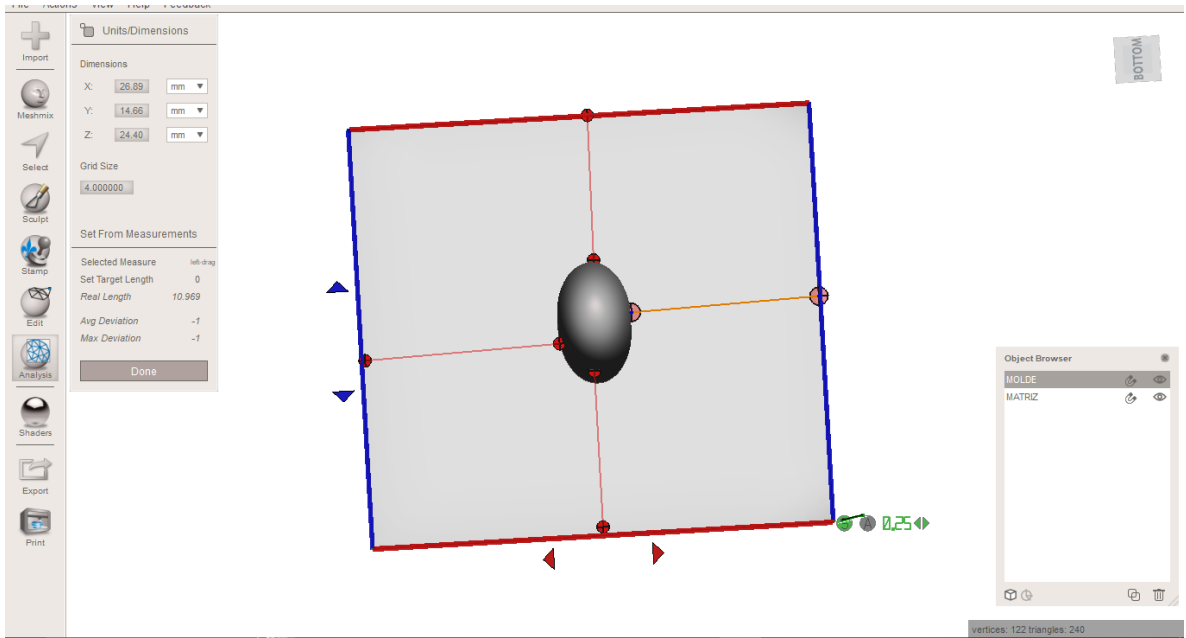
File Actions View Help Feedback

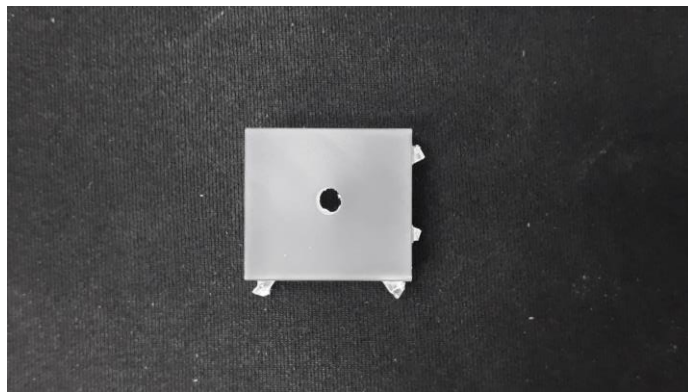
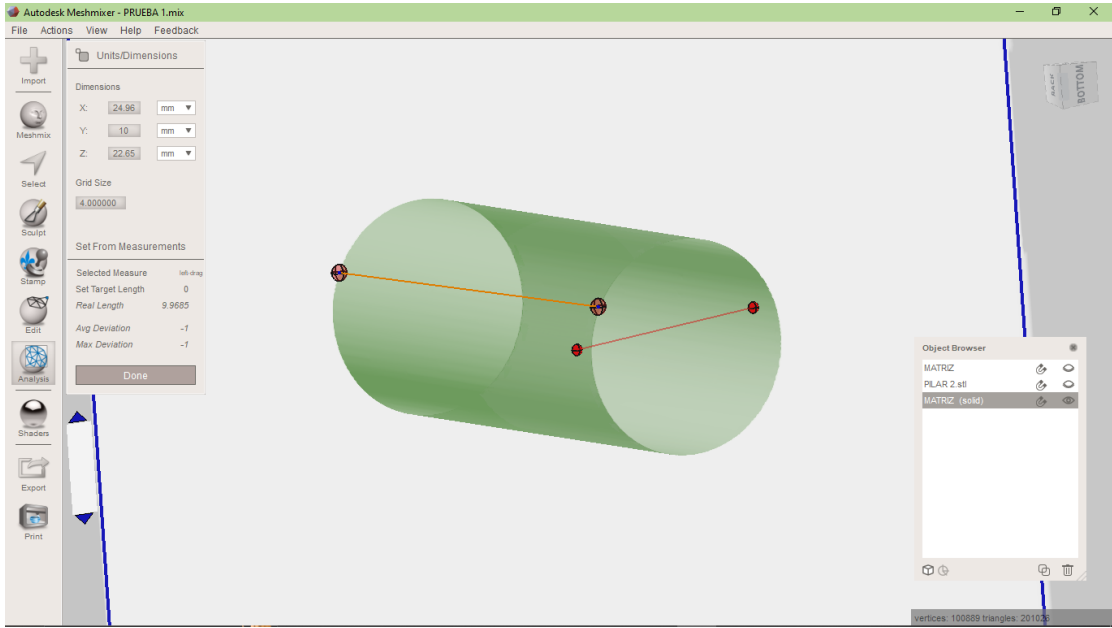


3.99452
3.99452
3.99452

Vertices: 122 triangles: 240



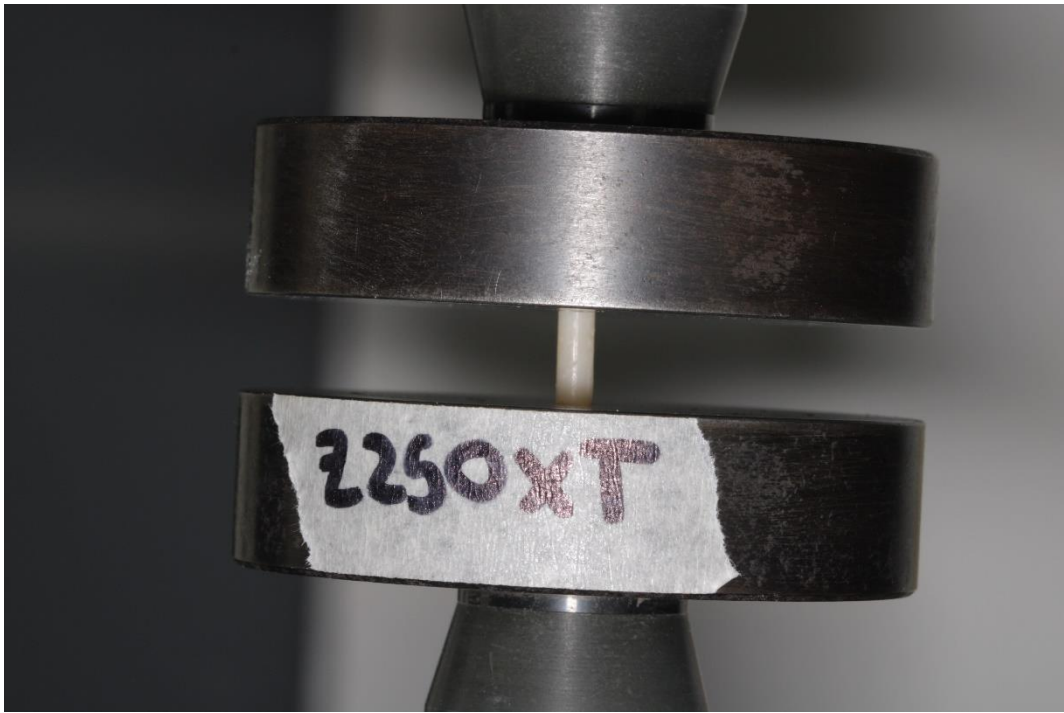




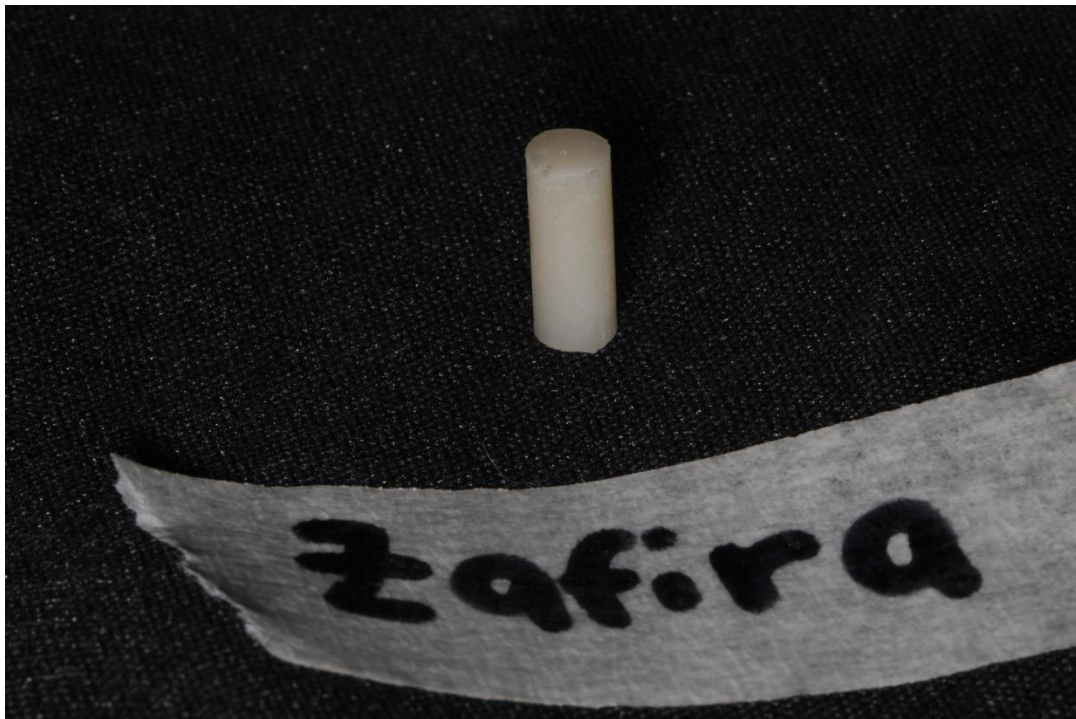
b. Fotografías prueba piloto:

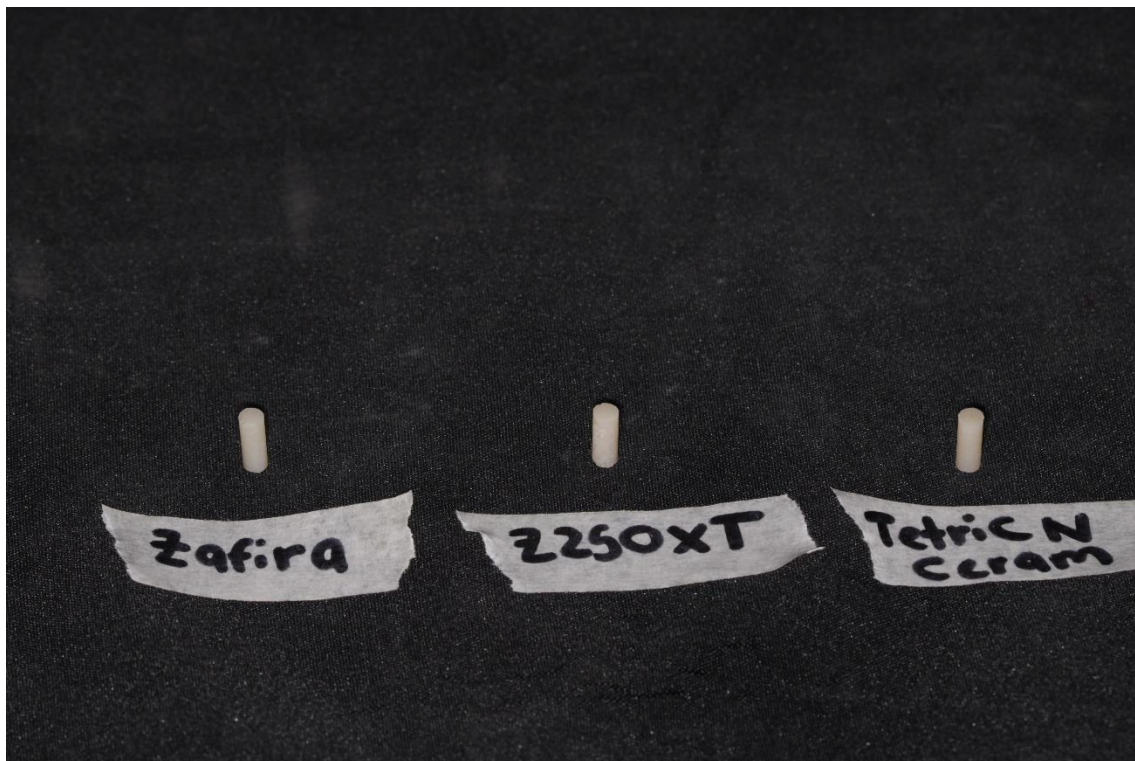






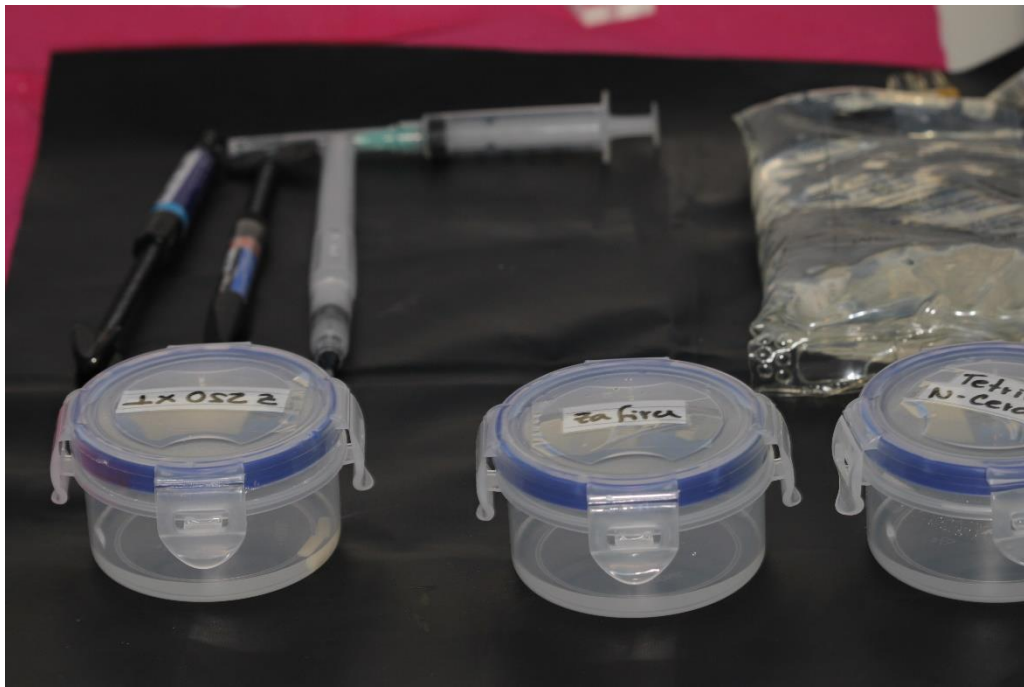


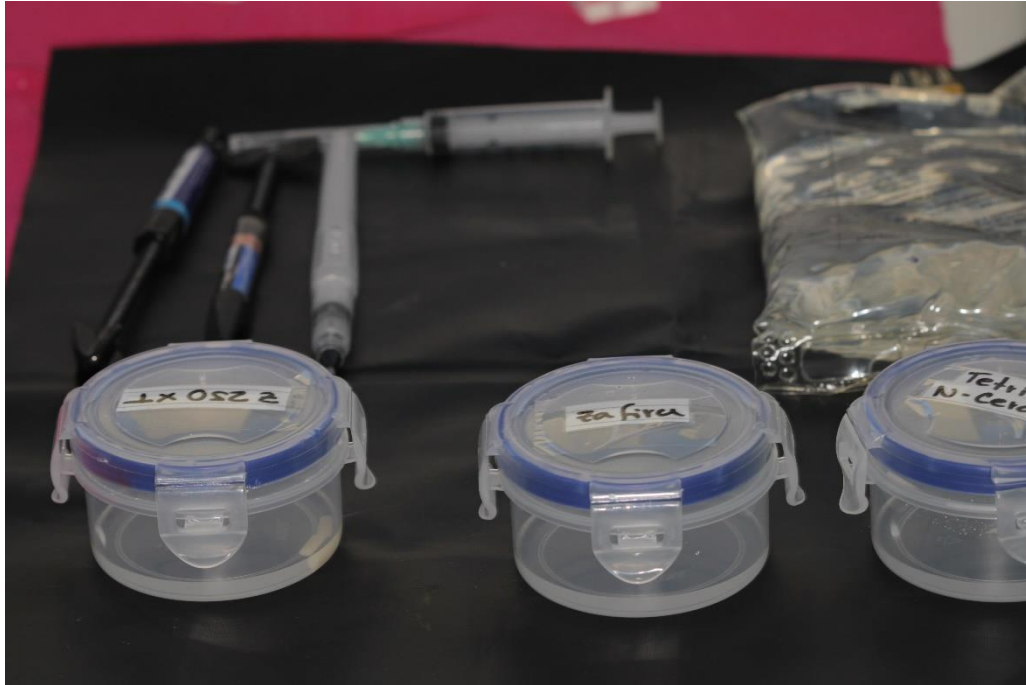




c. Fotografías elaboración 39 cuerpos de muestra:







d. Fotografías prueba de resistencia compresiva 39 cuerpos de muestra:



