

# Resistencia compresiva del zirconio tipo IV fabricado por diversas casas comerciales

Calderón Hernández, Juan Pablo  
Medina Gaona, Paula Andrea

ASESOR CIENTÍFICO:  
Hernandez Urrea, Sandra Liliana

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC  
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO EN PROSTODONCIA  
BOGOTÁ  
2024

RESISTENCIA COMPRESIVA DEL ZIRCONIO TIPO IV FABRICADO POR  
DIVERSAS CASAS COMERCIALES

JUAN PABLO CALDERÓN HERNÁNDEZ  
PAULA ANDREA MEDINA GAONA

Trabajo de grado para optar el título de especialista en prostodoncia

ASESOR CIENTÍFICO:  
Dr. Sandra Liliana Hernández  
Odontólogo, Especialista en Prostodoncia  
Institución Universitaria Colegios De Colombia UNICOC  
ASESOR METODOLOGICA:

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC  
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO EN PROSTODONCIA  
BOGOTÁ  
2024

PÁGINA DE ACEPTACIÓN

El Trabajo de grado “**RESISTENCIA COMPRESIVA DE LA ZIRCONIA TIPO IV FABRICADA POR DIVERSAS CASAS COMERCIALES**”. Juan Pablo Calderón Hernández y Paula Andrea Medina Gaona lo elaboraron como requisito para optar por el título de especialista en Prosthodontics.

**La sustentación se llevó a cabo el 24 de mayo de 2024  
Acta No. 20241-**

---

Dra. Sandra Liliana Hernández  
Asesora Científica

---

Dra. Sonia Rubiela Unriza Puin  
Asesora Metodológica

---

Dra. Sonia Rubiela Unriza Puin  
Directora Centro Investigación  
Colegio Odontológico- CICO (BOGOTÁ)

---

Dra. Sandra Elizabeth Aguilera Rojas  
Directora de Investigación y Gestión del Conocimiento  
Institución Universitaria Colegios de Colombia - UNICOC

## CONTENIDO

1.	INTRODUCCIÓN .....	7
1.1	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	10
1.2	JUSTIFICACIÓN .....	12
1.3	PROPÓSITO .....	14
2.	ANTECEDENTES.....	15
3.	MARCO TEÓRICO.....	21
3.1	DEFINICIÓN DE ZIRCONIO. ....	21
3.2	CLASIFICACIÓN DEL ZIRCONIO. ....	24
3.3	APLICABILIDAD DEL ZIRCONIO.....	27
4.	OBJETIVOS .....	30
5.	ASPECTOS METODOLÓGICOS .....	31
5.1	Tipo de estudio.....	31
5.2	Población de referencia .....	31
5.3	Objeto de estudio.....	31
5.4	Material objeto de estudio.....	31
5.5	Unidad de observación.....	31
6.	CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA .....	32
6.1	Muestra.....	32
7.	PROCEDIMIENTO .....	34
8.	ASPECTOS ÉTICOS.....	40
9.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	41
10.	RESULTADOS.....	42
11.	DISCUSIÓN .....	47
12.	CONCLUSIONES .....	49
13.	RECOMENDACIONES .....	50
14.	REFERENCIAS.....	51
15.	ANEXOS .....	55

## LISTAS ESPECIALES

LISTA DE TABLAS  
LISTA DE FIGURAS  
LISTA DE ANEXOS

\

## GLOSARIO

**ZIRCONIO:** El zirconio es un metal gris plateado duradero, dúctil, maleable y lustroso. Comparte algunas propiedades físicas con el titanio, tiene una resistencia extrema a la corrosión y al calor.

**CAD:** es una tecnología diseñada para que los creadores diseñen, dibujen y produzcan documentación técnica, que sustituye las técnicas manuales de dibujo a mano y bocetos por un proceso que prioriza lo digital.

**CAM:** La fabricación asistida por computadora o fabricación asistida por ordenador, también conocida por las siglas en inglés CAM

**RESISTENCIA:** La resistencia es una de las capacidades físicas básicas, particularmente aquella que nos permite llevar a cabo una actividad o esfuerzo durante el mayor tiempo posible.

**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.

**RESISTENCIA FLEXURAL:** La resistencia flexional, también conocida como módulo de ruptura, o resistencia flexural, es una propiedad material que se manifiesta como esfuerzos ocurridos justo antes de ceder en una prueba de flexión.

**INSTRON:** (Maquina Universal de ensayos) maquina universal está diseñada para ensayos de tracción compresión, flexión, cizalladura de alta capacidad, los modelos DX se accionan mediante un sistema de bombeo hidráulico que mueve el conjunto del pistón para proporcionar las fuerzas necesarias para el ensayo.

## INTRODUCCIÓN

En odontología se ha popularizado la utilización de materiales libres de metal entre ellos el zirconio, que se destaca por su biocompatibilidad ya que no es tóxico y presenta afinidad con las células y tejidos del cuerpo; así como por sus altas propiedades mecánicas que lo hace muy resistente (1).

Así mismo, su propiedad óptica, inicialmente opaca evolucionó hasta tener un alto grado de translucidez, haciéndolo más estético. Los bloques CAD/CAM se introdujeron en el mercado dental en 1980, mientras que la producción de restauraciones con bloques de zirconio comenzó a finales de los años noventa (2).

La adición de óxido de ytrio a la composición del zirconio proporciona una estabilidad térmica de la fase tetragonal evitando así su transformación a una fase monoclinica donde se crea una alta tensión y formación de grietas. (3).

Por lo que, los materiales de zirconio parcialmente estabilizados con itria se han vuelto cada vez más atractivos para la fabricación de diversas restauraciones dentales debido a la reducción asociada de la preparación dental, la eliminación del riesgo de astillado y la sencilla técnica de procesamiento (4).

Las diferentes generaciones de Zirconio Tetragonal Estabilizado en Ytria (Y-TZP) se distinguen por sus composiciones y propiedades (5).

Otra de sus características es que Y-TZP se utiliza en odontología como material recomendado para la fabricación de prótesis atornilladas, pilares de implantes, coronas y puentes monolíticos y prótesis parciales fijas debido a su alta dureza y resistencia a la fractura (6).

La primera generación, conocida como 3Y-TZP, contiene 3% en moles de itrio y 0,25% en peso de óxido de aluminio. Este material es especialmente robusto, con una resistencia a la flexión de hasta 1200 MPa (7).

La segunda generación de 3Y-TZP mantuvo el 3% en moles de itrio, pero redujo el óxido de aluminio al 0,05%, buscando mejorar la translucidez en comparación con la primera generación. Sin embargo, esta versión seguía siendo inadecuada para áreas estéticas, requiriendo una capa de cerámica para mejorar su apariencia (7).

En 2015, se introdujo un nuevo sistema cerámico con policristales de zirconia tetragonal estabilizados con un 5% en moles de itrio, la cual correspondió a la tercera generación, llamada 5Y-TZP, mejorando notablemente la translucidez gracias a un aumento de la fase cúbica, que representa aproximadamente el 50% de la estructura reduciendo el efecto de refracción y translucidez (8).

La cuarta generación, lanzada en 2017, contiene policristales de zirconia tetragonal estabilizados con un 4% en moles de itrio. Esta versión aumentó la resistencia a la fractura en comparación con la tercera generación, y ofreció mayor translucidez que la primera generación generando una menor resistencia a la fractura. junto con una reducción combinada en la transparencia. A través de la comparación de la fuerza, resistencia y transparencia de las restauraciones de zirconia, los dentistas y los técnicos del laboratorio dentario pueden tomar decisiones convincentes basadas en pruebas de restauraciones protéticas realizadas en al menos tres unidades (9).

La resistencia suele ser uno de los primeros parámetros evaluados cuando se intenta comprender el potencial clínico y los límites de una cerámica dental, por lo que los nuevos

sistemas pueden ofrecer considerables ventajas económicas frente a la metalocerámica (10).

Por lo tanto, el aumento en el contenido de itrio tiende a mejorar la translucidez del material, aunque suele reducir la resistencia de la zirconia.

## 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En odontología se utiliza una amplia variedad de materiales para la restauración dental (1), entre ellos se encuentra el zirconio, que ha sido ampliamente utilizado debido a su alta estética y excelentes propiedades mecánicas (2). Muchos factores deben ser considerados a la hora de elegir el material de restauración óptimo para los procedimientos, como por ejemplo la resistencia compresiva (1).

El compuesto metálico dióxido de zirconio es un material que fue introducido en la odontología por el químico alemán Martin Heinrich Klaproth en 1789, es también conocido como policristales tetragonales de zirconio de itrio (Y-TZP), que presenta una elevada biocompatibilidad y una mejor resistencia a la fractura que otras restauraciones en cerámica (3,4).

Existen variedades de zirconio que cambian según las cantidades de aditivos añadidos; según la concentración de itrio, se divide en tres grupos: El primer grupo es el que presenta mayor dureza, con 3 mol % Y-TZP (principalmente tetragonal). El segundo grupo, contiene 4% mol de Y-TZP, es más translucido, a este grupo pertenece el llamado zirconio tipo IV, y por último el tercer grupo tiene 5% mol de Y-TZP y aunque posee características ópticas más altas, sus características mecánicas son reducidas.

En el grupo de 4% de mol de Y-TZP, también conocida como zirconio de 4 generación debe destacarse su gran aplicabilidad clínica y como puede llegar a ser muy versátil ya que presenta un 40% de translucidez, aunque por su concentración de ytria se reduzca su resistencia, tiene indicaciones para coronas individuales, prótesis fijas de hasta 3 unidades.

Los estudios que muestran que el zirconio que tiene una alta resistencia a la fractura se han realizado aplicando fuerzas en muestras de tipo laminar lo que no permite extrapolar estos resultados a la realidad de como las fuerzas masticatorias podrían afectar a este tipo de material. Adicionalmente, no se tienen datos de las diferentes marcas de zirconio tipo IV disponibles en Colombia, es por eso que, es necesario realizar investigaciones que involucren restauraciones de corona completa a las cuales se les apliquen fuerzas compresivas, que permitan determinar su resistencia a la fractura, pero destacando que se realicen sobre un modelo similar a un diente natural.

Por lo anterior, se generó la siguiente pregunta de investigación

¿Cuál es la resistencia compresiva de coronas de molares inferiores elaboradas con zirconio tipo IV, comparando tres casas comerciales disponibles en Colombia?

## 2. JUSTIFICACIÓN

En la actualidad existen variados materiales cerámicos que están indicados para las restauraciones de alta estética como el disilicato de litio, cerámica feldespática, feldespática reforzada con leucita, fluorapatita y silicato de litio reforzado con zirconio. Todas estas cerámicas presentan altas características de translucidez debido al alto contenido de matriz vítrea en su composición, proporcionando así una estética altamente satisfactoria. (7,8,9)

Integrado a lo anterior, los avances generacionales del zirconio han permitido mejorar sus propiedades ópticas, las cuales se evidencian en la literatura y permiten recomendar el uso de este material como opción restauradora.

Por otro lado, las cerámicas de alto contenido cristalino, como lo es el zirconio tetragonal parcialmente estabilizada por itria (Y-TZP), fueron originalmente consideradas solo para la fabricación de estructuras de coronas y prótesis fijas debido a su alta resistencia a la fractura y capacidad para enmascarar el sustrato oscuro.

En los últimos años las cerámicas de zirconio han sufrido muchos cambios en su microestructura y composición para aumentar su translucidez, sin perder significativamente su resistencia, ampliando así su indicación clínica (3), ofreciendo inmejorables propiedades mecánicas, biocompatibilidad y estética.

El zirconio tipo 4 (4Y-TZP) se destaca por su gran aplicabilidad estética tanto en el sector anterior como el posterior al momento de realizar restauraciones parciales debido a que es un material translucido, con propiedades mecánicas aceptables.

Es importante la realización de estudios que nos ofrezcan datos sobre las propiedades mecánicas del zirconio tipo IV disponible en Colombia.

### **3. PROPÓSITO**

Con esta investigación se pretende generar conocimiento por medio de la publicación de un artículo científico producto de este trabajo de grado de la especialización de prostodoncia de UNICOC, que aporte información relacionada con el zirconio tipo IV, a toda la comunidad académico-científica de Colombia y el mundo para orientar a profesionales de la odontología en la toma de decisiones clínicas.

## 1. ANTECEDENTES

*Chougule* (2017) evaluó los efectos de la alteración de la superficie sobre la resistencia del zirconio monolítico, observando muestras rectangulares de zirconio (n=30), divididos en tres grupos, obtenidas utilizando la tecnología CAD-CAM, y utilizando un aparato de prueba universal. La estadística: prueba de normalidad ómnibus de D'Agostino y Pearson, ANOVA de 1 - vía y comparación múltiple de Tukey. El grupo 3 arrojó mejores resultados en comparación con los otros dos grupos. (11)

*Justavee* (2018) determinó si la temperatura de sinterización y el tiempo de retención sinterizado del material monolítico Y-TZP afectan la resistencia. Utilizando 135 muestras de barras, preparadas en cerámica policristalina de zirconia tetragonal estabilizada con itria (Y-TZP) y se dividieron aleatoriamente en nueve grupos para ser sinterizados a diferentes temperaturas y tiempos de retención de sinterización. La resistencia a la flexión se determinó usando una prueba de flexión de tres puntos en una máquina de prueba universal a una velocidad de cruceta de 1 mm/min con un proceso de sinterización por encima a 1,600°C, puede disminuir la resistencia flexural. (12)

Almansour (2018) en su estudio in vitro se evaluó el efecto del envejecimiento artificial acelerado (AAA) y la fatiga en la resistencia a la flexión biaxial (BFS) de tres tipos de restauraciones monolíticas de zirconia de alta translucidez en comparación con las restauraciones de zirconia convencionales de baja translucidez. Se hicieron cuatro grupos de 20 especímenes en forma de disco (10 × 1,2 mm) a partir de los siguientes bloques de zirconia de diseño asistido por computadora y fabricación asistida por computadora (CAD/CAM): zirconia de baja translucidez (Ceramill ZI-LT) como control, y tres marcas de zirconio altamente translúcido (Lava Plus, Ceramill Zolid White y Copran Monolithic HT). Diez discos de cada grupo se sometieron a la prueba de resistencia a la flexión

biaxial utilizando una máquina de prueba universal. Los otros 10 discos de cada grupo fueron sometidos a envejecimiento artificial acelerado (termociclado, 3.500 ciclos) y fatiga (250.000 ciclos) antes de la prueba de fractura. Se registró la carga de fractura definitiva y se calculó la resistencia a la flexión biaxial de acuerdo con la Organización Internacional de Normalización (ISO) 6872. Los datos se analizaron con ANOVA de 1 – vía, Scheffé post hoc y prueba U de Mann-Whitney. Los análisis de datos se evaluaron a un nivel de significación de  $p \leq 0,05$ . La resistencia a la flexión biaxial media fue mayor con Ceramill ZI ( $935,3 \pm 47,1$  MPa) y menor con Ceramill Zolid White ( $685,7 \pm 32,6$  MPa). (13)

Khaledi et al (2018) evalúan los efectos del tiempo de sinterización sobre la resistencia a la compresión de las cofias de policristal de circonio tetragonal de itria (Y-TZP). Utilizaron treinta cofias de piezas en bruto 3Y-TZP presinterizadas, que fueron fresadas y sinterizadas en un horno especial durante tres duraciones diferentes (n=10 por grupo). El tiempo de sinterización fue de 1 h 15 min para IPS e. Max ZirCAD, 4 h 20 min para Speed ZrO<sub>2</sub> y 7 h 20 min para el grupo ZrO<sub>2</sub> convencional. Las muestras se cementaron sobre los troqueles de latón utilizando cemento de ionómero de vidrio convencional. Una máquina de prueba universal cargada cada muestra verticalmente hasta la fractura. La resistencia a la compresión de las cofias de circonio se vio afectada por el tiempo de sinterización. Se puede obtener una alta resistencia a la compresión de las cofias de circonio acortando el tiempo de sinterización. (14)

Weigl et al (2018) investigaron una preparación mínimamente invasiva y el grosor de las coronas monolíticas de circonio, que proporcionarían suficiente resistencia y resistencia mecánica. Se crearon coronas de circonio con un espesor de 0,2 mm (grupo 0,2, n=32) o

0,5 mm (grupo 0,5, n=32) y se fijaron con adhesivos de resina (grupo 0,2A, 0,5A) o cementos de fosfato de zinc (grupo 0,2C, 0,5C). La mitad de las muestras de cada subgrupo (n=8) se sometieron a ciclos térmicos y carga mecánica (TCML) (TC: 5°C y 55°C, 2 × 3000 ciclos, 2 min/ciclo; ML: 50 N, 1,2 × 10<sup>6</sup> ciclos). Además, las demás muestras se almacenaron en agua (37 °C/24 horas). Las coronas monolíticas de 0,5 mm de espesor tenían suficiente resistencia para soportar el rendimiento fisiológico, independientemente del tipo de cementación. La resistencia a la fractura de las coronas cementadas de 0,2 mm era demasiado baja para su aplicación clínica. (15)

Tangsatchatham (2019) determinó la resistencia a la flexión biaxial (BFS) del diseño asistido por computadora/fabricación asistida por computador (CAD/CAM) con revestimiento cerámico de zirconio tetragonal estabilizado con itria policristalino (Y-TZP) relacionado con técnicas de hibridación y materiales de revestimiento. Se prepararon ciento veinte zirconia Y-TZP (0,8 mm de espesor y 12 mm de diámetro) y se dividieron aleatoriamente en ocho grupos, para ser conjugados con diferentes cerámicas de recubrimiento: Vitabloc (Vm), e. Max-CAD (Em), Vita -Suprinity (Vs) y Celtra-Duo (Cd), utilizando diferentes técnicas de hibridación, CAD-Bonded (Cb) versus CAD Fused (Cf). Se prepararon ciento veinte zirconia Y-TZP (0,8 mm de espesor y 12 mm de diámetro) y se dividieron aleatoriamente en ocho grupos, para ser conjugados con diferentes cerámicas de recubrimiento: Vitabloc (Vm), e. Max-CAD (Em), Vita -Suprinity (Vs) y Celtra-Duo (Cd), utilizando diferentes técnicas de hibridación, CAD-Bonded (Cb) versus CAD Fused (Cf). La resistencia a la flexión biaxial se determinó usando un pistón en tres bolas y se analizó para determinar la confiabilidad de Weibull. Se determinó un análisis de varianza (ANOVA) y comparaciones múltiples de Bonferroni para diferencias significativas. (16)

Torres (2020) en un estudio in vitro comparó la resistencia a la flexión de láminas de dióxido de zirconio con diferentes procesos de sinterización (dos tipos), los discos fueron Upcera: Súper translúcido (ST): 1200 MPa, Multicapa (ML): 600 MPa y alta translucidez (HT): 1200 MPa. Utilizó un Isomet para realizar los cortes (60 láminas), 2 mm de espesor, 5 mm de ancho y 37 mm de longitud. Se formaron 2 grupos aleatorios (n=30); el grupo 1 sinterización por 8 horas a 1.530°C y el grupo 2 a sinterización rápida por 3 horas a 1.530°C. La resistencia flexural se midió en una máquina universal Instron® 3366, se utilizó el análisis de varianza y prueba t para comparaciones. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la comparación de la resistencia flexural ( $p>0,05$ ). (17)

Jalalian et al (2020) en su estudio in vitro compararon la resistencia al corte (SBS) del núcleo de circonio y el metal con la cerámica de revestimiento 'Creation'. Utilizaron una máquina de diseño/fabricación asistida por computadora (CAD/CAM), y se proporcionaron 16 núcleos de circonio de Kerox. Utilizando el método de fundición, se proporcionaron 16 núcleos de metal base. Todos los núcleos recibieron el revestimiento cerámico Creation. Posteriormente, las muestras se sometieron a una fuerza estática en la máquina de ensayo universal a una velocidad de cruceta de 1 mm/minuto hasta la fractura. Se utilizó la prueba T para analizar los datos. No hubo diferencias significativas entre los grupos de metal-cerámica y cerámica de circonio, por lo que la carilla de cerámica Creation puede resolver los problemas relacionados con la unión de la cerámica sin metal a las carillas de cerámica. (18)

Prott et al (2021) evaluaron el efecto de la reducción del espesor y la fatiga sobre la carga de falla de coronas monolíticas de circonio. Se utilizaron 140 coronas fabricadas con CAD-CAM (3Y-TZP, inCorisTZI y Dentsply-Sirona) con espesores cerámicos variados

(2,0, 1,5, 1,0, 0,8 y 0,5 mm, respectivamente), denominados G2, G1.5, G1, G0.8 y G0.5. Un composite de resina (RelyX Unicem 2 Automix, 3M ESPE) se utilizó para cementar las coronas de circonio. El movimiento de la boca de la mitad de las muestras (n = 14 por grupo) estaba fatigado (1,2 millones de ciclos, 1,6 Hz, 200 N/5–55 °C, grupos G2-F, G1.5-F, G1-F, G0,8-F y G0.5-F). Una máquina de prueba universal se utilizó para realizar una sola carga hasta la falla. Se examinaron los diferentes modos de fractura. Un espesor reducido de la corona conduce a una resistencia característica reducida, incluso bajo cargas de falla que exceden las fuerzas fisiológicas de masticación. La fatiga redujo significativamente la carga de falla de las coronas 3Y-TZP de 0,5 mm. (19)

*Mavriqi (2023)* investiga las características mecánicas de una zirconia de alta translucidez utilizada para restauraciones monolíticas antes y después del proceso de envejecimiento en comparación con una zirconia de baja translucidez. Se utilizaron 23 especímenes. El grupo A (n = 10) se hizo con un Y-TZP altamente translúcido; el grupo B (n = 7) se hizo con un Y-TZP de baja translucidez y el grupo C (n = 6) era un Y-TZP de alta translucidez. Se analizaron la resistencia a la flexión, resistencia a la fractura, fragilidad, propagación de micro fisuras y el tamaño de grano. La resistencia a la flexión fue: 440 ( $\pm 96,2$ ) MPa (grupo C); 427 ( $\pm 59,5$ ) MPa (grupo A); 805 ( $\pm 198,4$ ) MPa (grupo B). La resistencia a la fractura fue: 5,1 ( $\pm 0,7$ ) MPa.m<sup>1/2</sup> (grupo C); 4,9 ( $\pm 0,9$ ) MPa.m<sup>1/2</sup> (grupo A); 8,9 ( $\pm 1,1$ ) MPa.m<sup>1/2</sup> (grupo B). (20)

*Kamel (2023)* determina la resistencia al cizallamiento de materiales de resina compuesta rellenos de dióxido de circonio y silicato de circonio indirecto adheridos a la dentina mediante cemento de resina autoadhesivo. Las muestras de 20 discos de 10 mm de diámetro y 2 mm de espesor se dividieron en dos grupos (n = 10). Grupo I: Zirconia ML (Katana, Kurary Noritake, Tokio, Japón) y Grupo II: Ceramage “indirect zirconium

silicate filled resin composite material (Shofu, Tokio, Japón). Las muestras de ambos grupos se adhirieron a la dentina con cemento de resina autoadhesiva. Se utilizó una máquina de prueba universal (Instrom) para medir la resistencia. El uso de material restaurador indirecto de resina de silicato de circonio no mejoró la resistencia de la unión al cizallamiento con la estructura dental, en comparación con el zirconio. (21)

## 2. MARCO TEÓRICO

### 3.1 DEFINICIÓN DE ZIRCONIO.

El zirconio es un metal gris plateado duradero, dúctil, maleable y lustroso. Comparte algunas propiedades físicas con el titanio, tiene una resistencia extrema a la corrosión y al calor. (12)

Este metal gris es un óxido metálico con polimorfismo y propiedades alotrópicas. En odontología, se define como un material “totalmente cerámico”. (13)

Es un material polimórfico que se presenta de acuerdo con la temperatura como: monoclinico, tetragonal y cúbico. Sin embargo, cuando se agregan óxidos estabilizadores como magnesio, ceria, itria y calcio, la fase tetragonal se retiene en una condición metaestable a temperatura ambiente, lo que permite que ocurra un fenómeno llamado endurecimiento por transformación. (14)

El óxido del metal utilizado en odontología es el dióxido de zirconio ( $ZrO_2$ ), conocido como zirconio, se obtiene generalmente después de un proceso extenso y costoso. (15)

Tiene un punto de fusión de  $1.857\text{ }^\circ\text{C}$ , punto de ebullición es de  $3.577^\circ\text{C}$ , y densidad de 6,5 gramos por centímetro cúbico. (15)

Desde finales de los años 90, el zirconio parcialmente estabilizado ha sido aceptado en odontología por su dureza y mayor resistencia, como resultado de un mecanismo de endurecimiento. (3)

La dureza se define como la resistencia a la penetración, al desgaste o rayado. Para poder penetrar un material es necesario uno de mayor dureza. Hay diferentes escalas para medir la dureza como la de Brinell, de Rockwell, o la de Vickers. (16)

La resistencia se define como la oposición que presenta un material al ser modificado por un agente mecánico (carga), físico (electricidad y temperatura) o químico (oxidación) (17). La resistencia de un objeto a doblarse o su capacidad de doblarse sin romperse depende no solo de la composición, sino también de su forma. (17)

El análisis de resistencia a la compresión es un método para determinar las cargas de tensión que un material soporta antes de fracturarse. El análisis de resistencia a la flexión de la máquina Instron es uno de los muchos métodos disponibles para el análisis de compresión. El Mega Pascal, que equivale a un millón de Pascales, es la unidad utilizada en para medir cargas (16).

La fuerza es una magnitud vectorial que se mide por la intensidad de la interacción. La segunda ley de Newton, que establece que la aceleración de un cuerpo es directamente proporcional a la fuerza aplicada, es la base de esta definición. La fuerza que se aplica a una unidad de masa (UT) le imprime una aceleración de  $1\text{m}/\text{seg}^2$  se mide en kilogramos. Se conoce como Newton (N) y produce una aceleración de  $1\text{m}/\text{seg}^2$  a la fuerza aplicada a un kilogramo-masa (17).

Las fuerzas se definen mediante las leyes del movimiento de Newton, así:

0. Una "partícula" es una pequeña masa en alguna posición en el espacio.
1. Cuando la suma de las fuerzas que actúan sobre una partícula es cero, su velocidad es constante;
2. La suma de las fuerzas que actúan sobre una partícula de masa constante es igual al producto de la masa de la partícula por su aceleración;
3. Las fuerzas ejercidas por dos partículas entre sí son iguales en magnitud y de dirección opuesta. (17)

Las fuerzas pueden ser causadas por varios efectos diferentes, incluyendo

- Gravedad;
- Electromagnetismo o electrostática;
- Presión ejercida por un fluido o gas sobre parte de una estructura.
- Fuerzas de arrastre o sustentación inducidas por viento o fluidos;
- Fuerzas de contacto, que actúan dondequiera que una estructura o componente toque algo;
- Fuerzas de fricción, que también actúan en los contactos. (17)

En los últimos años, el zirconio ha sufrido muchos cambios en su estructura y composición para aumentar su translucidez sin sacrificar su resistencia a la fractura, ampliando así su indicación clínica. Así, la zirconia translúcida ha sido considerada como un material estético, ya que, ofrece indicaciones para la realización de coronas y prótesis fijas monolíticas anteriores y posteriores, incluyendo carillas. La principal dificultad asociada con el óxido de zirconio translúcido es la de situaciones con poca retención mecánica de la preparación, ya que la zirconia policristalina es químicamente inerte y no puede ser grabada por el ácido fluorhídrico, lo que implica una adhesión menos eficaz en comparación con las cerámicas a base de sílice (sensibles al ácido). (18).

El óxido de zirconio es una cerámica dental con resistencia a la fractura, y se ha utilizado para sustituir las restauraciones de aleaciones de metal, mejorando la estética. Desde el aspecto de la biocompatibilidad, no se han encontrado efectos citotóxicos locales o sistémicos ni reacciones adversas con aceptable respuesta ósea de la zirconia in vivo y la inflamación adyacente a este material, además, las bacterias y los patógenos parecen adherirse a la zirconia tanto como lo hacen otros materiales. (19)

Respecto a la fabricación de Zirconio, el sistema InCeram Zir (Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemania) fue el primero en utilizarlo en odontología protésica. La presencia de Zir en este sistema cerámico resultó en una mejora del 30 al 40 % en la resistencia estructural. (20)

Posteriormente, los sistemas cerámicos industriales basados en CAD/CAM mejoraron los procesos de mecanizado de bloques cerámicos presinterizados para producir infraestructuras y pilares protésicos. Las restauraciones protésicas que contienen 3Y-TZP se pueden fabricar fresando bloques presinterizados y luego sinterizándolos a alta temperatura o mecanizando completamente los bloques sinterizados. Los bloques presinterizados se elaboran mediante técnicas CAD/CAM. Para contrarrestar la contracción por sinterización, las restauraciones protésicas se realizan al menos un 25 % más grande que el diseño previsto (según el tipo de lote). El rango óptimo de temperatura de sinterización es de 1350 a 1550°C. (20)

### **3.2 CLASIFICACIÓN DEL ZIRCONIO.**

Hoy los materiales de zirconio se dividen en cinco tipos o generaciones según sus propiedades mecánicas y ópticas.

- Zirconio de primera generación (3Y-TZP)

El zirconio convencional o de primera generación, fue introducido en el mercado dental hace más de 25 años. Está parcialmente estabilizado en la fase tetragonal (3YTZP), tiene un alto índice de refracción de la luz y presenta estructuras cristalinas muy pequeñas por las que tiene que pasar la luz, creando el carácter opaco del material. Este zirconio ofrece las más altas propiedades mecánicas, con una resistencia a la flexión de 1000MPa. Este material se usa para fabricar estructuras que se cubrirán manualmente y para pilares

híbridos en restauraciones de implantes. Debido a su opacidad está contraindicada para la fabricación de restauraciones monolíticas, su resistencia a la flexión es de 1.000-1.200 MPa. (9)

- Zirconio de segunda generación (3Y-TZP)

En la búsqueda de un zirconio para uso monolítico y con mejores propiedades ópticas, en 2013 se presentó una versión mejorada de los materiales de primera generación. La innovación se basó en una modificación molecular en la que se redujo el número y tamaño de los granos de alúmina contenidos en la estructura del material. Además, los granos de alúmina se colocaron en los límites de los granos de zirconio dando lugar a un mayor nivel de transmisión de luz y, por tanto, de translucidez, manteniendo la resistencia a la flexión alta. Este tipo de óxido de zirconio se usa como material de estructura para restauraciones de una o varias unidades y para restauraciones parcialmente recubiertas. Su resistencia a la flexión es de 1.000-1.200 MPa (9.)

- Zirconio de tercera generación (5Y-TZP)

Este material se introdujo en 2015, donde, mediante el aumento del contenido de itria (5Y-TZP) se mejoró más la translucidez del zirconio. Se describe como un zirconio totalmente estabilizado con microestructura cúbica-tetragonal, denominada coloquialmente como zirconio cúbico. El contenido cúbico asciende alrededor del 50 %, haciendo que al ser más grandes los cristales cúbicos que los tetragonales, la luz transmitida por las restauraciones pasa por menos límites y porosidades que podrían causar refracciones, haciendo parecer así el material más translucido. Sin embargo, el aumento de la cantidad de cristales cúbicos tiene un impacto negativo en las propiedades mecánicas como la resistencia a la flexión y la tenacidad a la fractura. La translucidez de

la tercera generación de zirconio es ligeramente inferior a la del silicato de litio, pero sus propiedades mecánicas son mayores. Su resistencia a la flexión es de 550-650 MPa (9)

La mayoría de los fabricantes recomiendan el zirconio de tercera generación al igual que el silicato de litio para restauraciones unitarias y prótesis fijas de hasta 3 unidades y un pónico entre dos coronas en región premolar. (9)

- Zirconio de cuarta generación (4Y-TZP)

Para aumentar el rango de indicación de las restauraciones monolíticas de óxido de zirconio, en 2017, se introdujo la cuarta generación de zirconio. En comparación con la tercera generación, el contenido de itrio se redujo (4Y-TZP), lo que condujo a mejorar las propiedades mecánicas con una reducción combinada de sus propiedades ópticas a la luz. Su resistencia a la flexión es de 550-650 MPa. (9)

- Zirconio multicapas

Para las diferentes generaciones de zirconio se disponen piezas multicapa o color degradado. Se desarrollaron para facilitar la saturación y color del diente haciendo que se asemeje a su color más natural. Recientemente se han introducido piezas de diferentes generaciones de zirconio a eso se le denomina multicapa. (9)

El zirconio puro, clásico se presenta en la estructura cristalina monoclinica a temperatura ambiente, estable hasta 1170°C. Por encima de esta temperatura se produce una transformación de fase a la estructura cristalina tetragonal, que es estable hasta los 2.370°C; más allá de eso se deriva la estructura cristalina cúbica. Para estabilizar el zirconio en su fase tetragonal a temperatura ambiente, se añadieron algunos óxidos estabilizantes como óxido de calcio (CaO), óxido de magnesio (MgO), óxido de cerio (CeO<sup>2</sup>) y óxido de itrio (Y<sub>2</sub>O<sup>3</sup>). (21)

La expansión volumétrica induce tensiones de compresión en la punta de la fisura para contrarrestar las tensiones de tracción externas e interrumpir la propagación de una fisura. Sin embargo, los esfuerzos de tracción externos excesivos pueden exceder los esfuerzos de compresión debajo de la superficie y alrededor de la punta de la grieta, lo que lleva a la falla final del material. Aunque la fase de transformación puede aumentar inicialmente la resistencia a la fractura del material, este puede deteriorarse debido a las diferentes temperaturas de sinterización y las fuerzas de fatiga. (21)

### **3.3 APLICABILIDAD DEL ZIRCONIO TIPO IV.**

Las restauraciones de zirconio se pueden fabricar a partir del proceso de diseño asistido por computadora y tecnología de fabricación asistida por computadora (CAD-CAM). El proceso de fresado del zirconio se puede realizar utilizando una pieza en bruto de zirconio totalmente sinterizada o parcialmente sinterizada. El fresado de una pieza en bruto completamente sinterizada al tamaño real de la restauración proporciona una mejor precisión, ya que la técnica no requiere una sinterización adicional, lo que elimina la contracción del zirconio por sinterización. Sin embargo, esta técnica provoca un desgaste excesivo de la fresa y consume mucho tiempo. El otro procedimiento de fresado, que usa una pieza en bruto de zirconio parcialmente sinterizado, se puede elaborar fácilmente, pero hay que seguir sinterizando para lograr una restauración completa del zirconio, estas pueden ser coronas de tipo individual o de máximo tres unidades utilizadas como prótesis fija. (21)

## CASAS COMERCIALES UTILIZADAS EN EL ESTUDIO:

### CERCON (DENTSPLY)



#### Datos técnicos Cercon® xt:

- Tipo II, class 4 (conforme a DIN EN ISO 6872: 2015)
- CET: 10,1  $\mu\text{m}/\text{m}\cdot\text{K}$  (25 – 500 °C)
- Modulo de elasticidad: 210 GPa
- Resistencia a la flexion: aprox. 750 MPa (ensayo de flexion en 3 puntos)

#### Composición (en % de masa) Cercon® xt:

- Oxido de zirconio
- Oxido de itrio 9%
- Oxido de hafnio < 3%
- Oxido de aluminio, Oxido de silicio, otros óxidos < 2%

### VITA YZ ST (VITA)



Componentes [Unidad]	VITA YZ ST	Tenacidad de rotura <sup>3)</sup> (método CNB) [MPa·m <sup>0.5</sup> ]	3.5
CET <sup>1)</sup> [10 <sup>6</sup> /K]	10.3	Módulo de elasticidad <sup>4)</sup> [GPa]	210
Solubilidad química <sup>1)</sup> [ $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ]	< 20	Dureza <sup>5)</sup> [HV 10]	13
Densidad de sinterización <sup>2)</sup> [ $\text{g}/\text{cm}^3$ ]	6.05	Módulo de Weibull <sup>1)</sup>	13
Resistencia a la flexión de tres puntos <sup>1)</sup> [MPa]	> 850		

## Nexx Zr + (SAGEMAX)



Productos	<b>NexxZr+</b>
Resistencia a la flexión	Preshaded: 880 MPa White: 1000 MPa
Translucidez	46%
Muestra	
Colores	blanco, A1, A2, A3, A3.5, B1, B2

### 3. OBJETIVOS

#### Objetivo General

- Determinar las diferencias existentes de la resistencia compresiva en restauraciones de corona completa en molares inferiores elaboradas en Zirconio tipo IV de tres casas comerciales.

#### Objetivos Específicos

- Identificar la resistencia compresiva de las restauraciones de corona completa en molares inferiores del zirconio tipo IV de la casa comercial DENTSPLY mediante el uso de una maquina universal de pruebas Instrom.
- Identificar la resistencia compresiva de las restauraciones de corona completa en molares inferiores del Zirconio tipo IV de la casa comercial SAGEMAX mediante el uso de una maquina universal de pruebas Instrom.
- Identificar la resistencia compresiva de las restauraciones de corona completa en molares inferiores del Zirconio tipo IV de la casa comercial VITA mediante el uso de una maquina universal de pruebas Instrom.
- Comparar la resistencia compresiva de las 3 casas comerciales SAGEMAX, VITA Y DENTSPLY mediante el uso de una maquina universal de pruebas Instrom.

## **4. ASPECTOS METODOLÓGICOS**

### **5.1 Tipo de estudio.**

Experimental *In-vitro*.

### **5.2 Población de referencia**

Zirconio Tipo IV de las casas comerciales SAGEMAX®, DENTSPLY Y VITA®.

### **5.3 Objeto de estudio**

Resistencia compresiva.

### **5.4 Material objeto de estudio**

Zirconio Tipo IV

### **5.5 Unidad de observación**

Coronas completas de molares inferiores en Zirconio tipo IV

## **5. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA**

### **6.1 Muestra**

La muestra está conformada por 48 coronas completas en molares inferiores de zirconio tipo IV, divididos en tres grupos, n=16 para cada grupo de diferentes marcas disponibles comercialmente en Colombia.

Grupos de Estudio:

N= 48

Grupo 1 SAGEMAX: n1= 16

Grupo 2 VITA: n2 = 16

Grupo 3 DENTSPLY: n3= 16

## **5.2 Criterios de elegibilidad**

### **Criterios de inclusión**

- Coronas completas de molares inferiores, de 1.5 mm de espesor de la marca SAGEMAX®
- Coronas completas de molares inferiores, de 1.5 mm de la marca VITA®
- Coronas completas de molares inferiores, 1.5 mm de la marca DENTSPLY

### **Criterios de exclusión**

Coronas completas de molares inferiores en Zirconia tipo IV que presenten porosidades o rayones observables en su superficie.

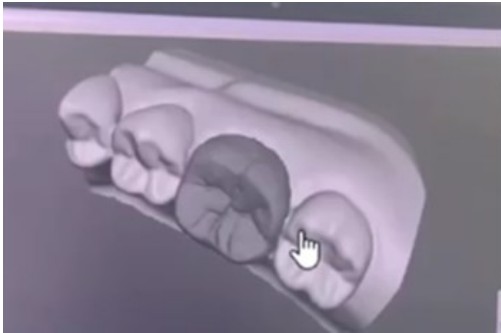
Muestras que lleguen a tener deterioro por manipulación durante la realización de la prueba.

Muestras que no cumplan con las dimensiones estipuladas por mal manejo en su fabricación.

## 6. PROCEDIMIENTO

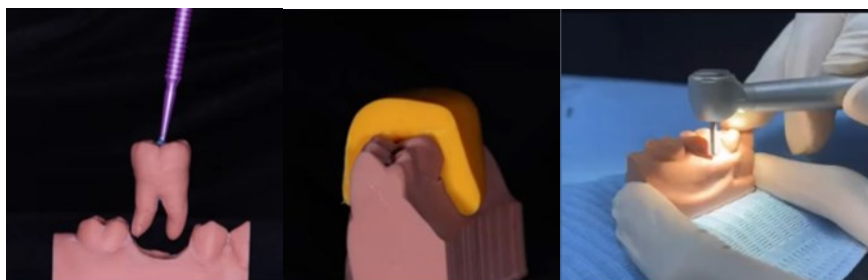
Se realizó un. diseño digital (STL) de un primer molar inferior (46) estructuralmente sano, con dientes adyacentes y su respectivo alveolo con el fin de que pueda ser retirado del mismo (Figura 1).

**Figura 1.** Diseño digital (SLT)



Se replicó y se imprimió en resina 3D obteniendo 10 modelos *geller*, los cuales posteriormente serían preparados para restauración (corona individual). Se realizó una preparación con línea de terminación tipo chamfer, guiados por una matriz de silicona de adición de 1 mm de espesor (Figura 2).

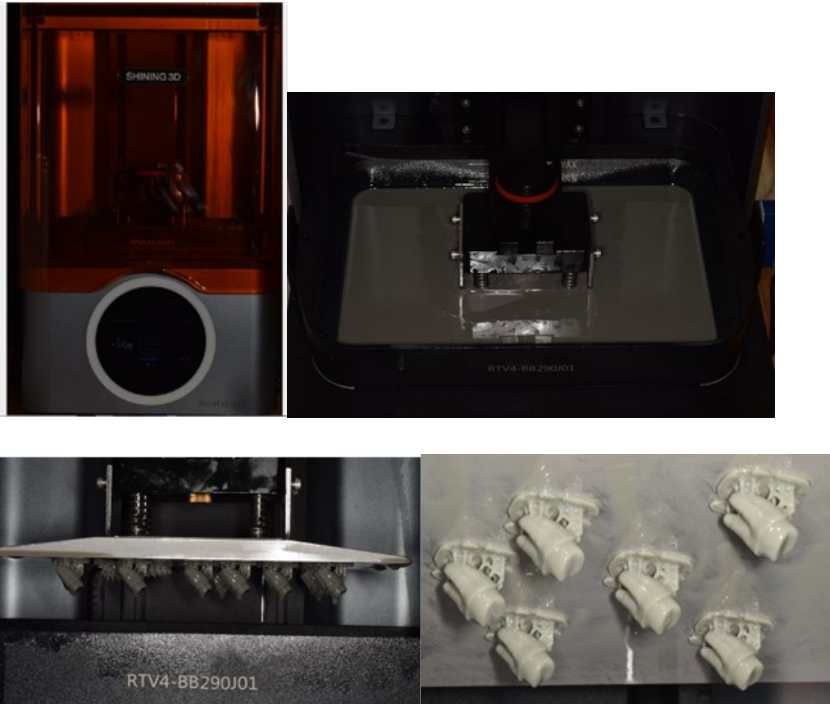
**Figura 2.** Replica e impresión en resina 3D



Ya seleccionado el diente con las características ideales de preparación, con un método de doble cierre se escaneó la preparación en el escáner InEos X5 de la casa comercial Sirona de tipo extraoral, se obtiene un archivo STL y se imprimen 51 prototipos para la

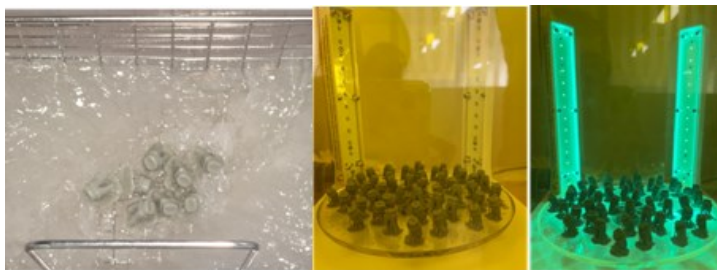
realización de la prueba (20 por cada casa comercial), se imprimen en la impresora 3D DLP de la casa comercial SHINING (Figura 3)

**Figura 3.** Impresión de los prototipos



Después de impresos pasa por un lavado en alcohol isopropílico para posteriormente ser fotocurados (figura 4).

**Figura 4.** Lavado de los impresos y fotocurado



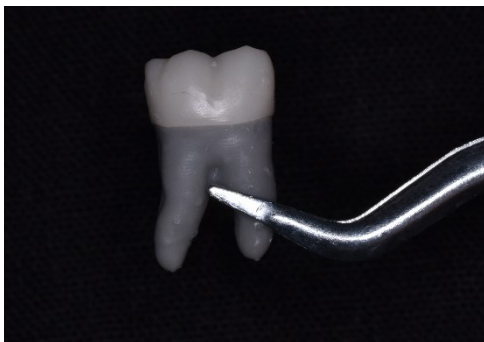
Se fresaron los discos de las casas comerciales SAGEMAX, DENTSPLY Y VITA en una fresadora de 4 ejes de los cuales se sacaron 17 coronas por cada uno (Figura 5).

**Figura 5.** Fresado de los discos



Se cementaron las coronas completas con cemento resinoso dual autoadhesivo DUALFORCE de la casa comercial MAQUIRA, de acuerdo con el protocolo de adhesión del fabricante, se aplicó sobre la superficie interna de las coronas se llevó al modelo de resina y una vez cementada, se retiraron excesos con pincel de marta, se realizó presión digital (Figura 6).

**Figura 6.** Cementación de las coronas



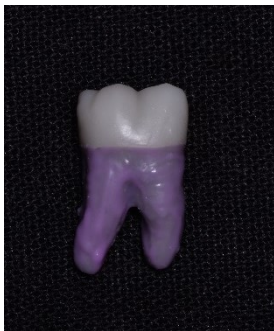
Se aplicó adhesivo para siliconas de adición por toda la superficie radicular del modelo, se dejó secar al ambiente por 5 minutos según recomendación del fabricante (Figura 7)

**Figura 7.** Aplicación del adhesivo



Se aplicó silicona ultraliviana de la marca Zhermack, por toda la superficie radicular que nos permitió simular el ligamento periodontal (Figura 8)

**Figura 8.** Aplicación de silicona en la superficie radicular



Se realizó el encofrado del diente tomando dos cubos legos unidos de dimensiones 2 x 2, se toman 4 láminas cubre objetos de vidrio las cuales se unen por medio de silicona posteriormente se llenó con acrílico transparente y se introdujo el modelo de la corona completa orientándolo de tal manera que la zona cervical coincidiera con la lámina de vidrio, se esperó la polimerización del acrílico, según las recomendaciones de la casa comercial.

**Figura 9.** Encofrado del modelo

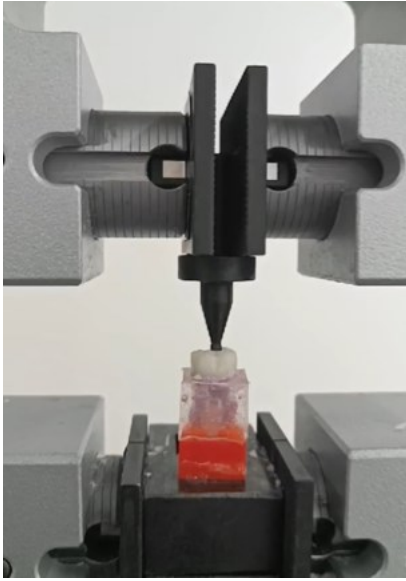


Instrom es un fabricante de equipos de pruebas mecánicas ampliamente utilizado para evaluar la resistencia de los materiales. el proceso general para realizar una prueba de resistencia compresiva en un aparato Instrom suele seguir los siguientes pasos:

Asegurarse que la muestra esté preparada adecuadamente según las normas específicas (ASTM o ISO) para la prueba compresiva. Esto incluye el tamaño y la forma correctos, y el acabado superficial adecuado. Configurar el aparato que incluye ajuste del sistema de compresión, selección de los accesorios adecuados y calibración del aparato según el estándar de la prueba. La muestra debe colocarse entre las placas de compresión del Instrom. asegurándose de que esté alineado y centrado para evitar sesgos al aplicar la carga. Usar dispositivos de alineación si es necesario para garantizar que la carga se distribuya uniformemente.

La muestra debe colocarse entre las placas de compresión del Instron. asegurándose de que esté alineado y centrado para evitar sesgos al aplicar la carga. Usar dispositivos de alineación si es necesario para garantizar que la carga se distribuya uniformemente y detenga la prueba cuando se presente la falla o el límite de deformación específico (Instron).

**Figura 10.** Prueba en Maquina Universal de Ensayos (Instron)



## 7. ASPECTOS ÉTICOS

No aplica por ser estudio *in-vitro*.

## 8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Análisis de Varianza (ANOVA) para comparar las medias de los tres grupos (datos normalmente distribuidos) y poder determinar si hay diferencias significativas entre ellas. Igualmente, Kruskal-Wallis para datos no paramétricos, de los tres materiales experimentales de las casas comerciales SAGEMAX, VITA Y DENTSPLY.

Valores: 'resistencia de compresión de Zirconio (MPa)

## 9. RESULTADOS

En este estudio experimental *In-vitro* fueron analizadas 48 restauraciones de corona completa de molares inferiores divididas en 3 grupos de acuerdo a:

Grupo 1(DENTSPLY).

Grupo 2 (SAGEMAX).

Grupo 3 (VITA).

### RESISTENCIA COMPRESIVA DE GRUPO 1(DENTSPLY)

El valor promedio de la fuerza aplicada a las 16 muestras corresponde a 1382,017 N, con una mediana 1355,77924 N, con un valor mínimo de 1129,04871 N y un valor máximo de 1793,51794 N, una desviación estándar de 171,91989 N y un coeficiente de variación de 12,43978 N. (Tabla 1)

**Tabla 1.** Valores de fuerza aplicada al Grupo 1.

Muestra	Fuerza aplicada (N)
1	1459,84192
2	1129,04871
3	1476,90894
4	1212,30896
5	1647,25464
6	1457,52539
7	1793,51794
8	1793,51794
9	1252,6709
10	1362,71948
11	1402,97314
12	1331,06714
13	1244,63086
14	1348,83899
15	1293,10266
16	1491,40576
<b>MEDIA</b>	1382,01741
<b>MEDIANA</b>	1355,77924

<b>MÁXIMO</b>	1793,51794
<b>MÍNIMO</b>	1129,04871
<b>DS</b>	171,91989
<b>COEFICIENTE DE VARIACION</b>	12,43978

N= valor de la fuerza aplicada en Newtons. DS= Desviación estándar.

**Tabla 2.** Valores de fuerza aplicada al Grupo 2.

Muestra	Fuerza aplicada (N)
1	1279,93774
2	1238,06934
3	1211,14783
4	1014,73352
5	1359,51782
6	889,07123
7	1661,03333
8	1696,54309
9	1282,80762
10	1960,42969
11	1425,70422
12	1410,79395
13	1561,09155
14	1648,72571
15	1661,13245
16	1099,25073
<b>MEDIA</b>	1399,99936
<b>MEDIANA</b>	1385,15588
<b>MÁXIMO</b>	1960,42969
<b>MÍNIMO</b>	889,07123
<b>DS</b>	285,01965
<b>COEFICIENTE DE VARIACION</b>	20,35856

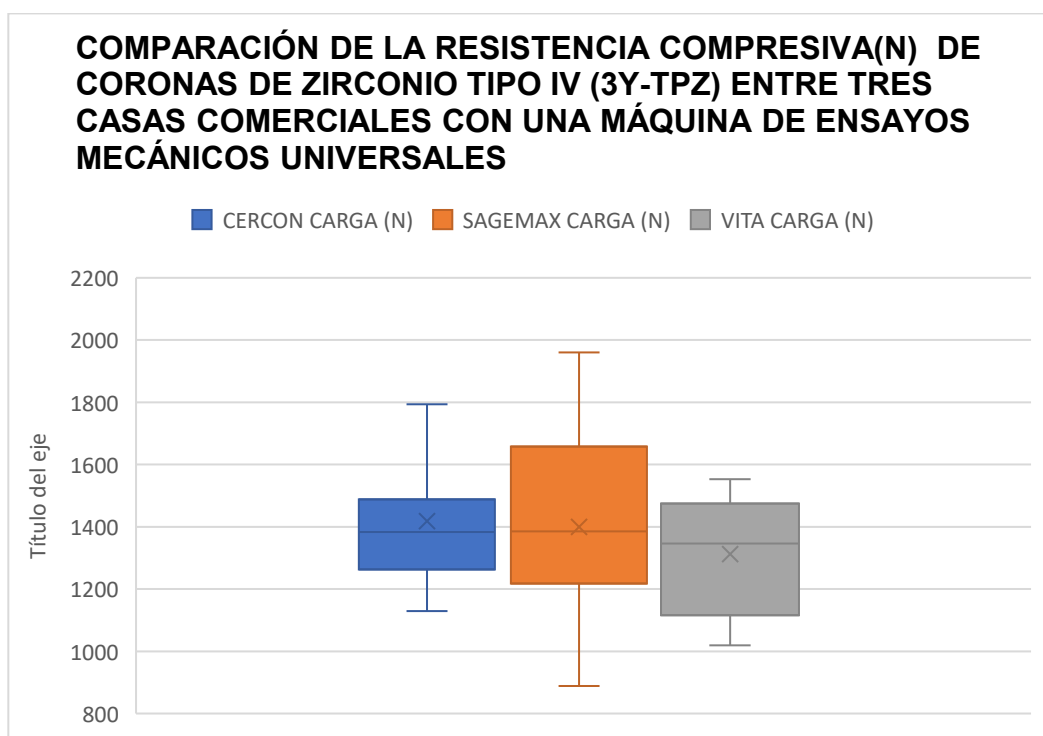
N= valor de la fuerza aplicada en Newtons. DS= Desviación estándar.

**Tabla 3.** Valores de fuerza aplicada al Grupo 3.

Muestra	Fuerza aplicada (N)
1	1250,91223
2	1522,88977
3	1266,22827
4	1473,85706
5	1353,41992
6	1424,20264
7	1036,78003
8	1552,5647

9	1021,54456
10	1505,39087
11	1414,8551
12	1475,58069
13	1274,43762
14	1019,55212
15	1340,13867
16	1070,71765
<b>MEDIA</b>	1312,69199
<b>MEDIANA</b>	1346,7793
<b>MÁXIMO</b>	1552,5647
<b>MÍNIMO</b>	1019,55212
<b>DS</b>	187,87613
<b>COEFICIENTE DE VARIACION</b>	14,31228

N= valor de la fuerza aplicada en Newtons. DS= Desviación estándar.



**Figura 11.** Gráfico de caja de comparación de la resistencia compresiva (carga máxima)

El análisis de Varianza de la prueba ANOVA de un solo factor de carga máxima vs los materiales evaluados no mostró diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ( $p=0,37$ ) y dentro de los mismos.

**Tabla 4.** Análisis de varianza.

<i>Sources</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F value</i>	<i>P value</i>
<i>Between Groups</i>	102298,225	2	51149,1124	0,99676946	0,37707102
<i>Within Groups</i>	2309169,92	45	51314,887		
<i>Total</i>	2411468,14	47	51307,8328		

SS: Suma de los cuadrados; df: Grados de libertad; MS: cuadrado medios

**Comparación de la resistencia compresiva de zirconio tipo IV de las 3 casas comerciales**

Las muestras fueron sometidas a fuerzas verticales dando como resultado para el grupo 1 el promedio de la fuerza aplicada hasta generar la fractura fue de 1418,6 N, lo que corresponde a una resistencia compresiva

**Tabla 5.** Resultados descriptivos de los materiales.

	<b>Grupo 1 DENTSPLY N=16</b>	<b>Grupo 2 SAGEMAX n=16</b>	<b>Grupo 3 VITA n=16</b>
Resistencia Compresiva			
Promedio	193,419275	285,019655	187,876132
Mediana (Min- Max)	1382,8 (1129,0 - 1793,5)	1385,2 (889,1 -1960,4)	1346,8 (1019,6 -1552,6)
Valor <i>P</i> = 0,3	0,2	1,0	0,1

DS: Desviación estándar; N: Newtons; Significancia estadística \**P*> 0.05

. CERCON tuvo la mayor resistencia con 1418,6 N, seguido de SAGEMAX con 1400,0 N y VITA con 1312,7 N. Sin embargo, la variabilidad de los resultados también es importante, especialmente en el rango intercuartil (IQR), donde SAGEMAX mostró la mayor dispersión (420,5), en comparación con CERCON (197,5) y VITA (268,4).

A pesar de las diferencias observadas en los valores promedio y la dispersión, el análisis de varianza (ANOVA) con un valor p de 0,37707 sugiere que no hay diferencias estadísticamente significativas entre las marcas. Esto indica que, desde una perspectiva estadística, las tres marcas ofrecen resultados similares en términos de resistencia compresiva. No obstante, las variaciones en valores como el máximo y mínimo, así como el rango intercuartil, pueden ser factores para considerar al seleccionar la marca más adecuada en aplicaciones específicas. Estas diferencias pueden deberse a variaciones en el proceso de fabricación o composición del material, y pueden tener implicaciones en la elección del tipo de zirconio para restauraciones dentales.

## 10. DISCUSIÓN

Los resultados del estudio muestran que, aunque existen diferencias en las medias de resistencia compresiva entre CERCON, SAGEMAX y VITA, el análisis estadístico no mostró diferencias significativas entre los grupos. Esto coincide con el estudio de Torres (2020), que tampoco encontró diferencias significativas en la resistencia flexural al comparar diferentes procesos de sinterización de zirconio aplicado a 60 láminas de 2 mm de espesor, ancho de 5 mm y longitud de 37 mm. Estas láminas se distribuyeron aleatoriamente en dos grupos de 30: el grupo uno se sinterizó por 8 horas a 1.530°C y el otro grupo se sometió a sinterización rápida por 3 horas a 1.530°C. La resistencia flexional se midió en una máquina universal Instrom® 3366.(17).

Sin embargo, estudios como el de Khaledi et al. (2018) indican que el tiempo de sinterización puede afectar la resistencia compresiva de cofias de zirconio. (14) Esta discrepancia podría explicarse por las diferencias en la naturaleza del estudio, el diseño experimental o incluso las condiciones de las muestras. Asimismo, el estudio de Chougule (2017) mostró que la alteración de la superficie puede influir en la resistencia del zirconio monolítico, (11) lo que indica la importancia del acabado superficial y su impacto en la durabilidad.

Otros estudios, como el de Justavee (2018), demostraron que la resistencia puede verse afectada por variaciones en las temperaturas de sinterización y el tiempo de retención, (12) sugiriendo que el control preciso de estos parámetros puede ser crucial para obtener resultados consistentes. Esta variabilidad también se refleja en el estudio de Mavriqi (2023), Por lo tanto, aunque las diferencias entre las casas comerciales no fueron

significativas, las variaciones en la sinterización, el tratamiento superficial y la resistencia a la fatiga deberían tenerse en cuenta al elegir y usar materiales de zirconio para restauraciones dentales.

## 11. CONCLUSIONES

Basado en la evidencia disponible y de acuerdo a las cargas oclusales fisiológicas reportadas y con las limitaciones anteriormente mencionadas, se puede concluir que cualquier casa comercial del Zirconio Tipo IV disponible en Colombia, no va a presentar fracaso en el momento de la utilización clínica ya que los valores por fisiológicos reportados están entre 450 N en normalidad y 675 N en sobre carga , teniendo en cuenta que los resultados de este estudio realizado en las coronas completas del molares inferior es, arrojaron resultados mayores dando como posibilidad al profesional seleccionar de cualquiera de las casas mencionadas en el estudio.

## **12. RECOMENDACIONES**

Es importante la realización de más estudios que nos ofrezcan datos sobre las propiedades mecánicas del zirconio tipo IV disponible en Colombia, incluyendo pruebas de termociclado, fotometría, cargas cíclicas, , envejecimiento y más, con el fin de obtener mayores resultados para obtener varios criterios en el momento de selección y utilización del material

### 13. REFERENCIAS

1. Cho YE, Lim YJ, Han JS, Yeo IL, Yoon HI. Effect of Yttria Content on the Translucency and Masking Ability of Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. *Materials (Basel)*. 2020;13(21):4726. Published 2020 Oct 22. doi:10.3390/ma13214726
2. Fernández N, Vally Z, Sykes L. The longevity of restorations. *SADJ* 2015; 70 (9): 410 – 413. [www.sada.co.za /](http://www.sada.co.za/)
3. Lee C-Y, Lee S, Ha J-H, Lee J, Song I-H, Moon K-S. Effect of the Zirconia Particle Size on the Compressive Strength of Reticulated Porous Zirconia-Toughened Alumina. *Applied Sciences*. 2022; 12(5):2316. <https://doi.org/10.3390/app12052316>
4. Fathy SM, Al-Zordk W, E Grawish M, V Swain M. Flexural strength and translucency characterization of aesthetic monolithic zirconia and relevance to clinical indications: A systematic review. *Dent Mater*. 2021;37(4):711-730. doi: 10.1016/j.dental.2021.01.022).
5. Nassary Zadeh P, Lümckemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent*. 2018;120(6):948-954. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.12.021
6. Carrabba M. Keeling A. Aziz A. VFonzar V. Ferrari W. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent*. 2017, ISSN: 0300-5712. 10.1016/J.JDENT.2017.03.002
7. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018;97(2):140-147. doi:10.1177/0022034517737483
8. Bömicke W, Rues S, Hlavacek V, Rammelsberg P, Schmitter M. Fracture Behavior of Minimally Invasive, Posterior, and Fixed Dental Prostheses Manufactured

- from Monolithic Zirconia. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28(6):367-381. doi:10.1111/jerd.12242
9. Güth J., Stawarczyk B., Edelhoff D., Libermann A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int.* 2019; 50:512–520.
  10. Donovan T., Al-RaheemIslam I., Sulaiman T. An evidence-based evaluation of contemporary dental ceramics. *Dent Update* 2018; 45: 541–546.
  11. Öztürk C, Çelik E. Influence of heating rate on the flexural strength of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont.* 2019;11(4):202-208. doi:10.4047/jap.2019.11.4.202
  12. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia en odontología: primera parte. Descubriendo la naturaleza de una nueva biocerámica. *The European Journal of Esthetic Dentistry* [Internet]. 2009;2(4):274–95. <https://www.elsevier.es/es-revista-the-european-journal-esthetic-dentistry-312-articulo-zirconia-odontologia-primera-parte-descubriendo-X2013148809536543>
  13. Koutayas O, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Rudolf Strub J. Zirconia en odontología: segunda parte. Revolución clínica basada en la evidencia. *The European Journal of Esthetic Dentistry* [Internet]. 2010;3(2):126–61. <https://www.elsevier.es/es-revista-the-european-journal-esthetic-dentistry-312-articulo-zirconia-odontologia-segunda-parte-revolucion-X2013148810538873>
  14. Ordoñez A., Abad-Coronel C., Ramos J., Biedma J. Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units. *Materials* 2022; 15: 1-12. <https://doi.org/10.3390/ma15072478>
  15. Alqutaibi AY, Ghulam O, Krsoum M, et al. Revolution of Current Dental Zirconia: A Comprehensive Review. *Molecules.* 2022;27(5):1699. doi:10.3390/molecules27051699

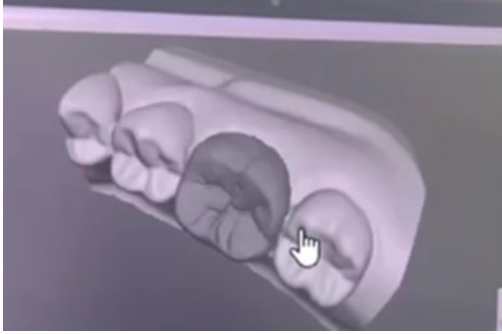
16. Chougule KJ, Wadkar AP. An In vitro Comparative Evaluation of Flexural Strength of Monolithic Zirconia after Surface Alteration Utilising Two Different Techniques. *J Clin Diagn Res.* 2017;11(8):ZC20-ZC23. doi:10.7860/JCDR/2017/25177.10361
17. Juntavee N, Attashu S. Effect of different sintering process on flexural strength of translucency monolithic zirconia. *J Clin Exp Dent.* 2018;10(8):e821-e830. Published 2018 Aug 1. doi:10.4317/jced.54749
18. Almansour HM, Alqahtani F. The Effect of in vitro Aging and Fatigue on the Flexural Strength of Monolithic High-translucency Zirconia Restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2018;19(7):867-873.
19. Khaledi AAR, Vojdani M, Farzin M, Pirouzi S. The Effect of Sintering Program on the Compressive Strength of Zirconia Copings. *J Dent (Shiraz).* 2018;19(3):206-211.
20. Weigl P, Sander A, Wu Y, Felber R, Lauer HC, Rosentritt M. In-vitro performance and fracture strength of thin monolithic zirconia crowns. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(2):79-84. doi:10.4047/jap.2018.10.2.79
21. Tangsatchatham S, Juntavee N. Flexural strength of various types of computerized machinable ceramic veneered to yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic upon different hybridized techniques. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2019; 11:61-71. doi:10.2147/CCIDE.S196297
22. Torres E, George E, Tami I, Gutierrez J. Comparison of the flexural strength of sheets manufactured in three types of zirconium dioxide with two sintering times. *Rev Fac Odontol Univ Antioq [Internet].* 2020 Dec [cited 2024 Apr 22]; 32(2): 75-81. Available from: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0121-246X2020000200075&lng=en](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-246X2020000200075&lng=en). <https://doi.org/10.17533/udea.rfo.v32n2a7>.

23. Jalalian E, Shiari S, Jalalian SH, Mirzakhani M. A Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Creation Ceramic Veneer to Metal and Zirconia Cores. *J Res Dent Maxillofac Sci* 2020;5(4):1-6. DOI: 10.29252/jrdms.5.4.1
24. Prott LS, Spitznagel FA, Bonfante EA, Malassa MA, Gierthmuehlen PC. Monolithic zirconia crowns: effect of thickness reduction on fatigue behavior and failure load. *J Adv Prosthodont*. 2021;13(5):269-280. doi:10.4047/jap.2021.13.5.269
25. Mavriqi L, Traini T. Mechanical Properties of Translucent Zirconia: An In Vitro Study. *Prosthesis*. 2023; 5(1):48-59. <https://doi.org/10.3390/prosthesis5010004>
26. Kamel, M., Salah El-dine, D., Nabil Sami, R. Shear Bond Strength of Zirconia versus Zirconium Silicate Filled Indirect Composite Resin. *Advanced Dental Journal*, 2023; 5(1): 1-11. doi: 10.21608/adjc.2023.187960.1240

## 14. ANEXOS

### ILUSTRACIONES:

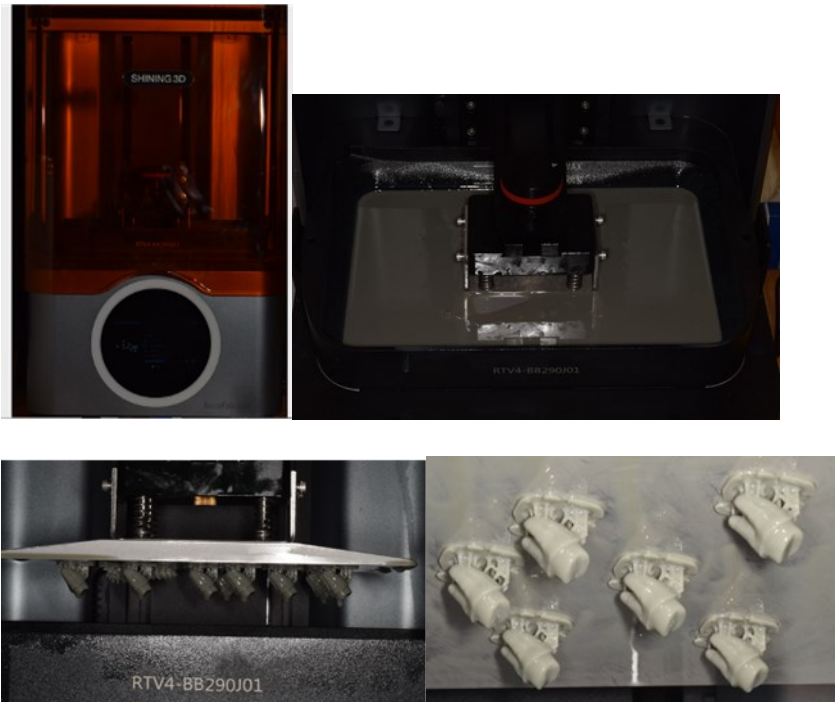
**Figura 10.** Diseño digital (SLT)



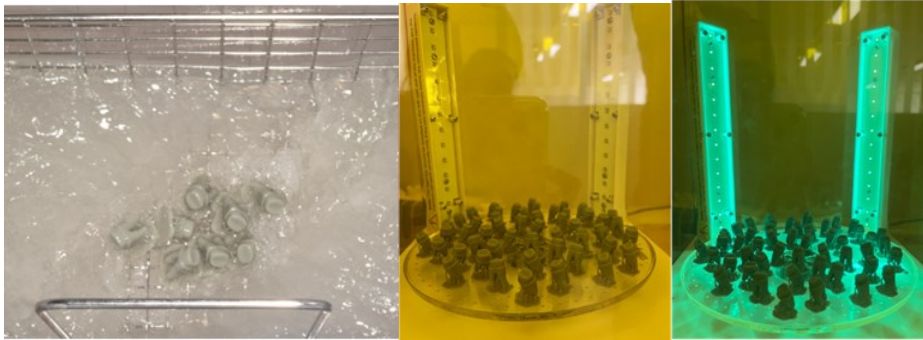
**Figura 11.** Replica e impresión en resina 3D



**Figura 12.** Impresión de los prototipos



**Figura 13.** Lavado de los impresos y fotocurado



**Figura 14.** Fresado de los discos



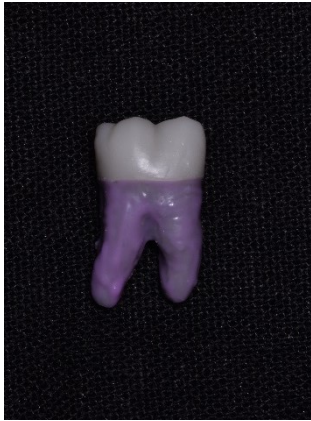
**Figura 15.** Cementación de las coronas



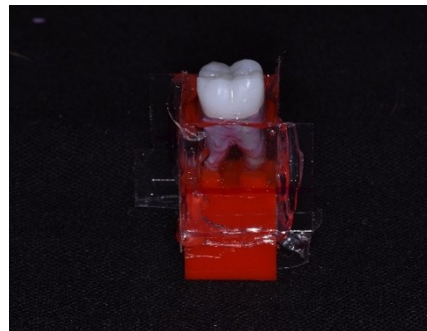
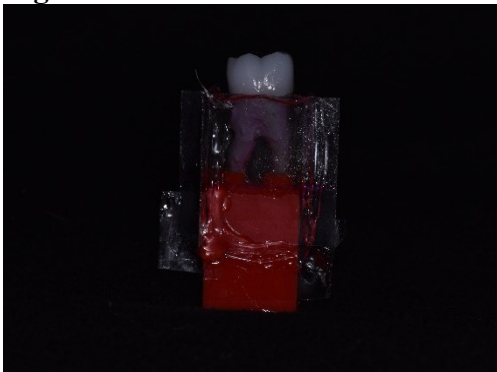
**Figura 16.** Aplicación del adhesivo



**Figura 17.** Aplicación de silicona en la superficie radicular



**Figura 18.** Encofrado del modelo



**Figura 10.** Prueba en Máquina Universal de Ensayos (Instron)

