

**COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA COMPRESIVA DE CORONAS DE  
ZIRCONIO MULTILAYER EN UN MOLAR INFERIOR DE TRES CASAS  
COMERCIALES**

**AUTOR**

JEIFER JAVIER GÁMEZ CUJIA

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

**RESISTENCIA COMPRESIVA DE CORONAS DE ZIRCONIO MULTILAYER DE  
TRES CASAS COMERCIALES EN MOLAR INFERIOR. ESTUDIO *IN-VITRO***

**AUTORES**

JEIFER JAVIER GÁMEZ CUJIA

**ASESOR CIENTÍFICO**

Dr. JOHAN E. PABUENA  
Odontóloga, Especialista en Prosthodontia  
Institución Universitaria Colegios de Colombia

**ASESORA METODOLÓGICA**

Dra. Sonia Rubiela Unriza Puin  
Odontóloga, Magister en Ciencias Odontológicas  
Pontificia Universidad Javeriana, Universidad El Bosque

**ASESOR ESTADÍSTICO**

Dr. Gerardo Duarte

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC  
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA**

**POSTGRADO EN PROSTODONCIA  
BOGOTÁ, OCTUBRE DE 2024**

**PÁGINA DE ACEPTACIÓN**

El Trabajo de grado “**RESISTENCIA COMPRESIVA DE CORONAS DE ZIRCONIOMULTILAYER DE TRES CASAS COMERCIALES EN MOLAR INFERIOR. ESTUDIO *IN-VITRO***”. fue elaborado por **Jeifer Javier Gámez Cujia**, como requisito para optar por el título de especialista en **Prostodoncia**.

**La sustentación se llevó a cabo el 15 de noviembre de 2024  
Acta No. 20242-06**

---

Dr. JOHAN E. PABUENA  
Asesor Científico

---

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

## DEDICATORIA

*Este escalón profesional es fruto de mi esfuerzo y dedicación como futuro especialista y de mis familiares que gracias a su esfuerzo y dedicación me ayudaron a llegar hasta este momento, por lo tanto, quiero dedicarle este trabajo especialmente a mis padres: Adolfo Enrique Gamez Gamez y Neullys Katherine Cujia Oñate, a mis hermanos Jorge Ivan Gamez Cujia, Adrian Enrique Gamez.*

## **AGRADECIMIENTOS**

El autor expresa su gratitud primeramente a Dios, a su familia por su apoyo incondicional. Además, agradezco al Dr. Johan Enrique Pabuena y la Dra. Sonia Rubiela Unriza Puin por su paciencia y guía para la elaboración de este documento.

## TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN .....	9
1. Aspectos teóricos científicos .....	13
1.1 Planteamiento del problema.....	11
1.2 Justificación.....	13
1.3 Propósito .....	15
1.4 Antecedentes .....	16
1.5 Marco teórico .....	17
1.6 Objetivos generales y específicos.....	24
2. Aspectos metodológicos.....	24
3. Características de la muestra.....	25
4. Resultados.....	42
5. Discusión.....	48
6. Conclusiones.....	54
7. Recomendaciones .....	55
8. Referencias bibliográficas.....	56

## Lista de figuras

Figura 1. Transformación de la fase de zirconia .....	18
Figura 2. Descripción general de la zirconia dividida en generaciones en relación con la cronología. Representación gráfica basada en Stawarczyk et al. (11).....	19
Figura 3. Última clasificación de generaciones del zirconio.....	22
Figura 4. Esquema de los discos de circonio multilayer .....	23
Figura 5. Impresión 3D de un molar inferior .....	28
Figura 6. Tallado en el alveolo .....	29
Figura 7. Modelos adaptados en los alveolos .....	30
Figura 8. Selección de las preparaciones.....	30
Figura 9. Escaneo de las preparaciones .....	31
Figura 10. Pulido de las preparaciones .....	32
Figura 11. Proceso de impresión .....	32
Figura 12. Proceso de lavado .....	33
Figura 13. Proceso de fotocurado.....	34
Figura 14. Verificación detallada de los modelos .....	34
Figura 15. Obtención de los discos de zirconia.....	35
Figura 16. Liberación de las coronas.....	35
Figura 17. Carga a circonio Multilayer .....	48
<i>Figura 18. Encofrado.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 19. Posicionamiento de la muestra .....</i>	<i>41</i>
Figura 20. Resistencia compresiva.....	50

## Lista de tablas

Tabla 1. <b>Composición química del zirconio multilayer, por casa comercial.</b> .	28
<b>Tabla 2:</b> Valores de fuerza aplicada al grupo 1.....	41
<b>Tabla 3:</b> Valores de fuerza aplicada al grupo 2.....	42
<b>Tabla 4:</b> Valores de fuerza aplicada al grupo 3.....	43
<b>Tabla 5.</b> Valores de Resistencia Compresiva, para los 3 Grupos.....	45

## Glosario

Zirconio. Es un material más novedoso para tratamientos de restauración dental. Es un tipo de cerámica (o, en términos más específicos, óxido de circonio) que es más

fuerte que la porcelana y algunas aleaciones metálicas, y tiene menos bordes afilados debido al "desgaste" normal que ocurre con el tiempo.

Resistencia compresiva o a la compresión: Es la capacidad de un material para resistir la presión directa de la fuerza aplicada.

Impresión 3d: Conocida como fabricación aditiva, es un método para crear un objeto tridimensional capa por capa utilizando un diseño creado por computadora.

Técnica de impresión LCD: Es un tipo de impresora que utiliza tecnología de impresión de resina fotopolimerizable. A diferencia de las impresoras 3D tradicionales, que imprimen capa por capa, las impresoras 3D LCD imprimen una capa completa a la vez utilizando luz ultravioleta. Esto significa que la impresión 3D con una impresora 3D LCD es más rápida y precisa que con otras impresoras 3D.

## **1. INTRODUCCIÓN**

Las restauraciones libres de metal son cada vez más utilizadas en la rehabilitación oral debido a su atractivo estético. Entre los materiales cerámicos con excelentes

propiedades ópticas y mecánicas, destaca el zirconio *Multilayer*, que pertenece a la tercera generación de zirconios. En un mercado globalizado, se ha vuelto más accesible obtener diferentes materiales y técnicas. Este flujo de información requiere que los profesionales tengan conocimientos sólidos para elegir los materiales más adecuados para la rehabilitación oral.

Con el tiempo, la estética en odontología ha ganado importancia, lo que ha impulsado el desarrollo de nuevos materiales dentales que se asemejan cada vez más a los dientes naturales en términos de color, estética, cargas masticatorias y resistencia elástica. Estos avances permiten que las restauraciones sean más duraderas. En este sentido, las cerámicas han experimentado una evolución considerable y son los materiales preferidos para la rehabilitación oral. (1, 2)

Es fundamental tener en cuenta el material restaurador en relación con las fuerzas masticatorias. Para esto, es necesario realizar una planificación cuidadosa considerando factores que pueden afectar la durabilidad de las restauraciones, como la resistencia al desgaste, la microfiltración y las diversas fuerzas ejercidas durante el proceso masticatorio. La fuerza de mordida de un humano puede variar desde 40 N al masticar y tragar, hasta entre 150 y 665 N en los dientes posteriores, e incluso puede llegar a los 890 N en actividades parafuncionales. (19) Elegir el material restaurativo adecuado y el tipo de preparación según el caso son factores clave para el éxito de la rehabilitación oral. (3, 4)

Dado que las restauraciones cerámicas están sometidas a fuerzas de tracción, compresión y cizallamiento durante la masticación, es esencial aplicar principios de

rehabilitación correctos para garantizar restauraciones estables y duraderas. (5, 6, 7) Entre los materiales cerámicos para restauración, el zirconio es muy adecuado para coronas individuales en dientes vitales, no vitales e implantes, ya que presenta buenas propiedades mecánicas y estéticas, asemejándose al color del diente natural. (4, 6)

El zirconio destaca por su pureza química, densidad, dureza y resistencia a altas temperaturas. Con una baja conductividad térmica, se ha utilizado como aislante térmico, abrasivo y material refractario. (1). El objetivo principal de los materiales cerámicos es lograr una estética superior con durabilidad a largo plazo. Las constantes mejoras en la tecnología de materiales y fabricación pueden ofrecer una mejor condición en términos de propiedades mecánicas. (2)(7) El zirconio multilayer, parte de la tercera generación de zirconios, se caracteriza por un contenido de itria del 4% al 5%, lo que aumenta la fase cúbica y reduce la fase tetragonal, aumentando así la translucidez. Esto incluye zirconios 4Y-TZP y 5Y-TZP: (1)

## **1.1 Planteamiento del problema**

Uno de los principales objetivos de la prostodoncia es reemplazar estructuras dentales para restablecer la función y el aspecto de los dientes. Por ello, se debe utilizar materiales de restauración que se asemejen a los tejidos dentales naturales.

El motivo de consulta más frecuente en odontología es la estética, y esta investigación busca identificar un material ideal con características biomecánicas compatibles para reemplazar las restauraciones de metal-cerámica.

El uso de restauraciones de metal-cerámica ha disminuido, cediendo terreno a las prótesis cerámicas (1). Los materiales cerámicos desarrollados para aplicaciones médicas y dentales se denominan biocerámicas. (2). En la última década, se han introducido nuevos materiales cerámicos libres de metal (3), que ofrecen alta biocompatibilidad, una estética mejorada y mayor resistencia. (1,2)

En años recientes, las cerámicas dentales han evolucionado considerablemente, dando lugar a la última generación de zirconio, caracterizada por su combinación de translucidez y opacidad, produciendo resultados excepcionales en restauraciones estéticas.

El zirconio estabilizado con itria tiene excelentes propiedades mecánicas [6] y potencial estético prometedor. (8) Se ha convertido en uno de los materiales cerámicos más utilizados para coronas y prótesis fijas [6], gracias a su biocompatibilidad superior, alta resistencia al desgaste, dureza, resistencia química, refractariedad y capacidad para conducir el ion de oxígeno. (9)

En odontología, el zirconio es cada vez más común debido a sus valores estéticos y biocompatibilidad. (3) Este proyecto busca comparar la resistencia compresiva del zirconio multilayer de las casas comerciales Upcera, Sagemax y Zotion en coronas para un molar inferior, con el fin de determinar cuál de estas proporciona un material con mayor resistencia compresiva. Con estos datos, los profesionales odontológicos podrán seleccionar la mejor opción para tratamientos de alta calidad y longevidad.

### Pregunta de Investigación

¿Cuál es la resistencia compresiva de coronas individuales de un modelo de molar inferior elaboradas con zirconio multilayer de 3 casas comerciales diferentes?

### Hipótesis Nula

No existen diferencias significativas en la resistencia compresiva del zirconio multilayer entre las tres casas comerciales.

### Hipótesis Alterna

Existen diferencias significativas en la resistencia compresiva del zirconio multilayer entre las tres casas comerciales

## 1.2 Justificación

La selección de un material de restauración en la práctica clínica diaria se ha convertido en una tarea compleja para los odontólogos debido a la gran variedad de opciones disponibles en el mercado. Las cerámicas se promocionan cada vez más como materiales de alta resistencia para prótesis dentales [9]. Por esta razón, las cerámicas a base de óxido de zirconio estabilizado con itria se están utilizando en

odontología, ya que ofrecen excelentes propiedades mecánicas y biocompatibilidad. (10)

La elección de restauraciones monolíticas policristalinas brinda mayor fiabilidad y permite espesores reducidos, lo que lleva a restauraciones menos invasivas. (11). Además, las zirconias multicapas proporcionan restauraciones estéticas con altas propiedades mecánicas y físicas, sin la necesidad de cerámicas de blindaje, permitiendo su uso tanto en zonas anteriores como posteriores. Sin embargo, la dureza de la cerámica puede provocar desgaste en el diente antagonista. (12)

El desgaste de las prótesis de zirconio y del esmalte antagónico ha sido objeto de estudio. A pesar de la amplia gama de métodos de prueba utilizados para evaluar el desgaste, los estudios concluyen que las tasas de desgaste del esmalte se reducen al mínimo cuando este se coloca frente a una superficie de zirconia altamente pulida [9]. El alto grado de pulido es una característica de todas las zirconias de itria, debido a su tamaño de grano fino. Los estudios clínicos a corto plazo revelaron que las coronas monolíticas de zirconia causan más desgaste del esmalte que las coronas naturales, pero menos que las prótesis recubiertas de porcelana. (10)

Cuando la estética y la resistencia son igualmente importantes, las restauraciones cerámicas a base de zirconio se utilizan como alternativa a las restauraciones de porcelana fundida sobre metal. Las restauraciones cerámicas con núcleo de zirconio policristalino tetragonal estabilizado con itria (Y-TZP) tienen mayor resistencia a la flexión y a la fractura que otros núcleos cerámicos, incluidos el disilicato de litio, la alúmina filtrada en vidrio, y el vidrio reforzado con zirconio. (13)

La resistencia compresiva (RC) es una propiedad fundamental en los materiales restaurativos, especialmente durante el proceso de masticación. Esta prueba es más apropiada para comparar materiales quebradizos, que muestran resultados relativamente bajo tensión. Por lo tanto, esta investigación observó y evaluó el comportamiento de coronas para un molar inferior sometidas a cargas compresivas, considerando las tres casas comerciales de cerámica de zirconia multilayer. Las

pruebas se realizaron en una máquina de ensayo mecánico para establecer si existía alguna diferencia significativa en la resistencia compresiva entre las casas comerciales estudiadas. El objetivo era determinar cuál de ellas ofrece la mejor resistencia compresiva, con el fin de aumentar los efectos positivos y/o disminuir los negativos en la biomecánica de estas restauraciones, mejorando su comportamiento a largo plazo en la cavidad oral.

Esta investigación destaca la necesidad de estudiar más a fondo la resistencia compresiva, independientemente de la casa comercial, asegurando que esté regulada y cumpla con las normas técnicas. Al explorar la resistencia compresiva del zirconio multilayer, se pueden tomar decisiones informadas basadas en evidencia científica. Los resultados de esta investigación ofrecen una respuesta objetiva a la creciente demanda de tratamientos estéticos y restaurativos, permitiendo a los odontólogos elegir materiales con confianza y ofrecer tratamientos más seguros. La literatura reporta que, el zirconio multilayer permite restaurar los dientes en forma mas natural en el sector anterior. Pero No existen datos concretos que comprueben la resistencia compresiva del zirconio multilayer en el sector posterior. Es por eso este proyecto busco comparar la resistencia compresiva del zirconio multilayer, de tres casas comerciales. En Colombia existen alrededor de 8 marcas comerciales que distribuyen este tipo de zirconio, mas, sin embargo, ninguna de ellas tiene estudios de coronas individuales de molar inferior y por lo tanto no conocemos los datos comparables de esta resistencia con la masticación, y si realmente pueden soportar las cargas.

Este proyecto busco comparar la resistencia compresiva del zirconio multilayer de tres de las casas fabricantes disponibles en Colombia.

### 1.3 Propósito

El propósito de este estudio busco generar conocimiento mediante la elaboración de un trabajo que sea riguroso y aporte valor a la comunidad de prostodoncia. La

información aquí comparada pretende ser aplicable clínicamente, A través de la comparación de la resistencia compresiva de coronas de zirconio multilayer de tres casas comerciales diferentes, este estudio pretende ofrecer datos concretos y aplicables para la toma de decisiones clínicas. Al focalizarse en un molar inferior, se busca obtener información relevante para el diseño y la elección de coronas dentales en tratamientos protésicos.

#### 1.4 Antecedentes

Libeck et al. (2017), evalúan la eficacia de diferentes tratamientos superficiales en la reparación de cerámicas de circonio recubiertas. Cuarenta y ocho discos de circonio se dividieron en tres grupos según el método de tratamiento de la superficie: superficie pulida, abrasión con aire o esmerilada. Después de 3 días de almacenamiento, la fresa de carburo de silicio y los grupos abrasivos con aire mostraron un TBS alto que osciló entre 32,7 y 41,0 MPa ( $p \leq 0,05$ ). Después de 150 días de almacenamiento con termociclado, el grupo de abrasión con aire mostró la resistencia a la tracción más duradera (34,8 MPa), mientras que el grupo de fresas de carburo de silicio mostró una reducción significativa en la resistencia a la tracción (TBS) (21,2 MPa). (3)

El estudio realizado por Riedel et al (2019), ninguna de las restauraciones realizadas a mano sobrevivió después de un intervalo de  $2 \times 10^6$  ciclos, mientras que no se observaron fracturas en los grupos de Rapid Layer Technology (RLT). Las carillas Vitablocs Mark II sobrevivieron durante un período de prueba más largo ( $3,5 \times 10^6$

ciclos) que sus contrapartes Enamic ( $2,5 \times 10^6$  ciclos) debido a su comportamiento de desgaste superior. (6)

Yamaguchi et al (2012) evaluaron los efectos de las modificaciones de la superficie sobre la fuerza de unión entre las porcelanas de recubrimiento y la circona tetragonal estabilizada con itria (Y-TZP). En pruebas de resistencia de la unión, se evaluó el efecto del control, el chorro de arena de alúmina de  $70 \mu\text{m}$  y el revestimiento de sílice de  $30 \mu\text{m}$  y  $110 \mu\text{m}$  de la superficie Y-TZP sobre la adhesión con porcelanas de recubrimiento. Además, también se evaluó el efecto de la modificación de la superficie sobre la resistencia a la flexión de Y-TZP. Los datos se analizaron mediante ANOVA unidireccional y prueba de Tukey. Todas las muestras mostraron valores de resistencia de unión superiores a 25 MPa, el mínimo permitido por ISO9693. Además, se encontraron diferencias significativas entre el control y el recubierto de sílice de  $30 \mu\text{m}$ . (11)

## 1.5 Marco teórico

### El zirconio

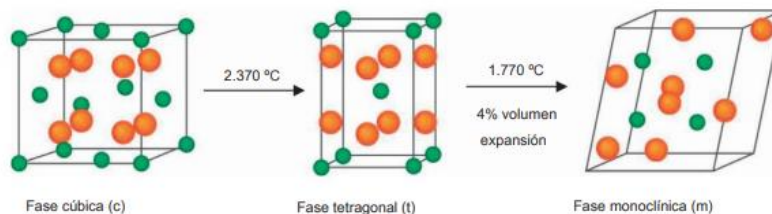
Elemento químico de símbolo Zr, número atómico. 40, peso de 91.22, brillante y excepcionalmente resistente a la corrosión. El circonio puro existe en forma cristalina como un metal blanco y dúctil y en forma amorfa como un polvo negro azulado. El circonio tiene una densidad de  $6,49 \text{ g/cm}^3$ , un punto de fusión de 2128 K ( $1855 \text{ }^\circ\text{C}$  o  $3371 \text{ }^\circ\text{F}$ ) y un punto de ebullición de 4682 K ( $4409 \text{ }^\circ\text{C}$  o  $7968 \text{ }^\circ\text{F}$ ). (17)

## Óxido de zirconio ( $ZrO_2$ )

El dióxido de circonio es un material polimórfico (18) conocido como zirconia, es un óxido cristalino blanco. Aunque el óxido de circonio puro no se encuentra en la naturaleza, se encuentra en el mineral baddeleyita y circón ( $ZrSiO_4$ ). (17)

La zirconia se obtiene como un polvo blanco y posee propiedades tanto ácidas como básicas. Los cristales de óxido de circonio están dispuestos en celdas cristalinas (malla) que se pueden categorizar en tres fases cristalográficas: 1) la cúbica (C) en forma de prisma recto de lados cuadrados 2) la tetragonal (T) en forma de recta prisma de lados rectangulares y 3) el monoclinico (M) en forma de prisma deformado de lados paralelepípedos. (17) Puede sufrir una transformación de fase bajo la influencia de la temperatura o el estrés. Sin modificación química, la zirconia cristaliza en su fase cúbica (fase c) durante el enfriamiento primero a temperaturas inferiores a  $2680\text{ }^\circ\text{C}$ . Luego se transforma a la fase tetragonal (fase t) a  $2.370^\circ\text{C}$  y finalmente a la fase monoclinica (fase m) a  $1.770^\circ\text{C}$ . La última transformación de fase provoca una expansión volumétrica de aproximadamente un 4%. Tal cambio repentino en el volumen crea alta tensión y formación de grietas indeseables en la cerámica (figura 1). (18)

Figura 1. Transformación de la fase de zirconia



## Zirconio en odontología

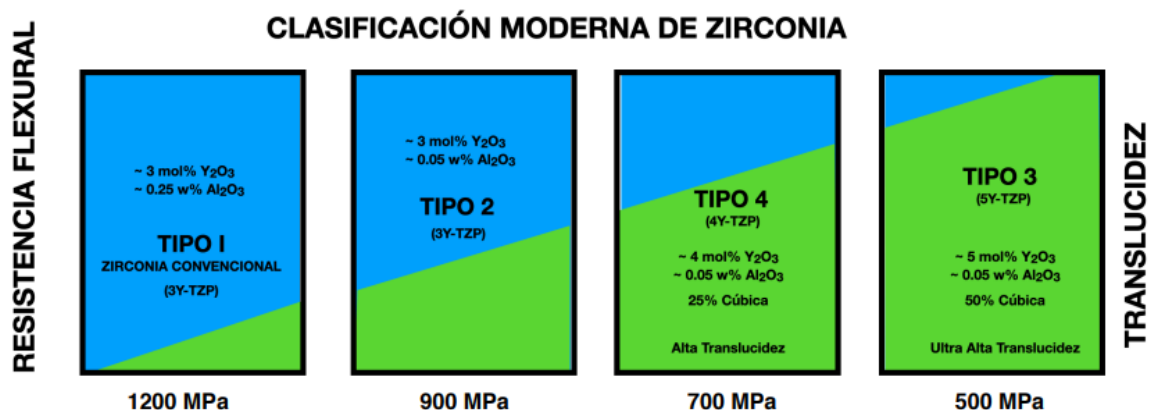
El zirconio es originalmente conocido por su superior resistencia a la flexión y dureza superficial. (18) El objetivo básico de desarrollar aún más los materiales de zirconio

era aumentar su translucidez para poder usarlos en indicaciones específicas para la fabricación de restauraciones monolíticas. Para lograr una mayor translucidez, se podrían seguir diferentes estrategias para la modificación de la composición del material: reducción del número de defectos en la estructura del material, refinamiento de la microestructura, de modo que los límites de grano ya no interfieran con la luz que pasa, aumento del tamaño de grano para reducir el número de límites, creación en la estructura del material de una fase cúbica, que tiene propiedades ópticas isotrópicas para evitar refracciones dobles. (11)

El zirconio puede existir en tres formas cristalinas según la composición y la temperatura: monoclinica, tetragonal y cúbica. Esto da como resultado una amplia gama de opciones de materiales con diferentes propiedades mecánicas y ópticas. La producción y procesamiento de zirconia también tiene un impacto decisivo en las propiedades finales. Además, el tratamiento incorrecto del material durante la producción de una restauración puede causar transformaciones de fase, afectando las propiedades mecánicas en general y especialmente el coeficiente de expansión térmica. (11)

Actualmente, los materiales de zirconio se pueden dividir en cuatro tipos o generaciones según sus propiedades mecánicas y ópticas.

Figura 2. Descripción general del zirconio dividido en generaciones en relación con la cronología. Adaptado de (Stawarczyk).



Primera generación: policristales de óxido de zirconio tetragonal estabilizado con itria al 3% en moles (3y-tzp). (15) El material 3Y-TZP está parcialmente estabilizado en la fase tetragonal, ofrece las más altas propiedades mecánicas y se introdujo en el mercado dental hace más de 25 años. Debido a su excelente biocompatibilidad y una resistencia a la flexión de más de 1200 MPa, la zirconia de primera generación se usa generalmente como material de estructura. Sus propiedades mecánicas permiten su uso en espesores de pared mínimos y para restauraciones de unidades múltiples. (11)

Debido a su alta opacidad y la apariencia óptica la zirconia de primera generación está indicada para la fabricación de restauraciones que se recubren manualmente, así como para la producción de pilares híbridos en restauraciones de implantes. Las investigaciones in vitro e in vivo permiten saber que estas restauraciones de zirconio ofrecen una estabilidad mecánica favorable y una alta confiabilidad clínica. (11)

Segunda generación: Policristales de óxido de zirconio tetragonal estabilizado con itria al 3 % en moles (3Y-TZP) con contenido reducido de alúmina. Hacia 2013, se presentó una versión mejorada de los materiales 3Y-TZP. La innovación se basaba principalmente en una modificación realizada a nivel molecular: se redujeron el número y el tamaño de los granos de alúmina ( $Al_2O_3$ ) contenidos en la estructura del material y eliminación de la porosidad mediante sinterización a mayor temperatura. (95) Además, los granos de alúmina se situaron en los límites de los granos de óxido de zirconio, lo que dio lugar a un mayor nivel de transmisión de la luz y, por tanto, de translucidez (11) muestra una resistencia a la flexión de 900 MPa, mayor resistencia que la porcelana de recubrimiento, sin poner en peligro la estabilidad y la resistencia de la zirconia. (18)

Debido a su resistencia duradera y a sus mejores propiedades ópticas, este tipo de óxido de zirconio se utiliza predominantemente como material de estructura para PPF de una y varias unidades. También son posibles las restauraciones

parcialmente recubiertas, que permiten, por un lado, una preparación orientada a los defectos y, por otro, una atractiva apariencia estética (11) Sin embargo, con solo el 70% de la translucidez del disilicato de litio, la segunda generación de zirconia dental aún no proporcionaba la estética adecuada para su uso en dientes anteriores. (18)

Tercera generación: Policristales de zirconio tetragonal estabilizado con itria al 5% en moles (5Y-TZP). Se logró una mejora adicional en la translucidez de la zirconia mediante un aumento del contenido de itria ( $Y_2O_3$ ) al 5% en moles. Este nuevo tipo de material se introdujo en 2015. Se describe como una zirconia totalmente estabilizada con una microestructura tetragonal cúbica, denominada coloquialmente zirconia cúbica.

El contenido cúbico asciende a aproximadamente el 50%. Debido a que los cristales cúbicos son más grandes que los cristales tetragonales, la luz que se transmite a través de las restauraciones atraviesa menos límites y porosidades que podrían causar refracciones. Como consecuencia, el material parece más translúcido. (11)

Un aumento de la cantidad de cristales cúbicos tiene un impacto negativo en las propiedades mecánicas, como la resistencia a la flexión de 500 MPa y la tenacidad a la fractura. La translucidez de la tercera generación de zirconia es ligeramente menor que la del silicato de litio, mientras que su resistencia a la flexión y tenacidad a la fractura son mayores. En consecuencia, la zirconia de tercera generación puede considerarse como una posible alternativa a las vitrocerámicas de alta resistencia. (9,11,15)

La mayoría de los fabricantes recomiendan la zirconia de tercera generación, al igual que el silicato de litio, para la producción de restauraciones de un solo diente y FPF con hasta tres unidades y un pónico entre dos coronas en la región del premolar. Sin embargo, es aconsejable consultar las instrucciones de uso del material para obtener información detallada sobre las indicaciones específicas. En este contexto, es necesario mencionar que existe (aparte de la investigación sobre

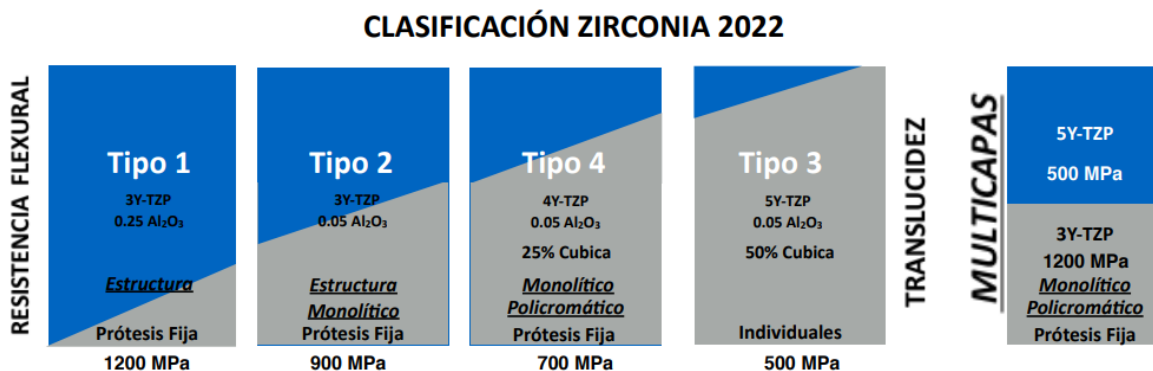
su comportamiento de translucidez) una falta de datos clínicos y también in vitro para la zirconia de tercera generación. (11)

Cuarta generación: policristales de zirconio tetragonal estabilizado con itria al 4 % en moles (4Y-TZP). En 2017, se introdujo la cuarta generación de zirconia. En comparación con la tercera generación, el contenido de itria se redujo al 4% en moles, lo que condujo a una mejora de las propiedades mecánicas, la resistencia a la flexión es de 700 MPa, con una reducción combinada de sus propiedades óptico-lumínicas. Según el fabricante, la zirconia de cuarta generación está indicada para PPF de unidades múltiples de tramo corto. (11,16)

Óxido de zirconio multicapa.

El diseño de zirconio multicapa tiene como objetivo imitar el gradiente de color que se observa en los dientes naturales, donde el área incisal de una corona es más translúcida, crece en croma y opacidad hacia la región gingival. Se recomiendan diferentes grados de dichas zirconias para diversas aplicaciones de restauración dental indirecta, de acuerdo con sus propiedades únicas (Figura 3)

Figura 3. Última clasificación de generaciones del zirconio



El primer sistema de zirconia multicapa en el mercado dental fue el Katana (Kuraray Noritake, Japón), que incluye 3 grados de zirconia: zirconia multicapa ultratranslúcida (UTML), zirconia multicapa supertranslúcida (STML) y zirconia

multicapa (ML). Según el fabricante, estos 3 materiales pueden cubrir todas las aplicaciones de restauración monolítica. (19)

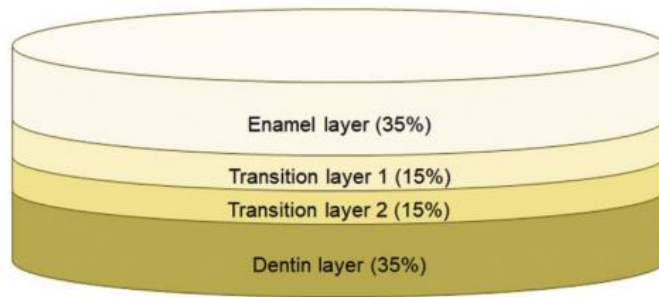
El disco o bloque CAD/CAM de zirconia multicapa fue estructurado para tener una sola fase de zirconia (3, 4, o 5YTZP) con cuatro capas gradientes distintas: capa de esmalte (35%), dos capas de transición (T1 y T2 al 15% cada una) y capa de dentina (35%). (97) La apariencia de gradiente se consiguió aumentando la cantidad del pigmento del color deseado desde la capa de esmalte hasta la capa de dentina, produciendo así un aumento de la cromaticidad. (19)

El porcentaje de contenido de itria es consistente con el tipo de zirconia (3, 4 o 5Y-TZP) y es constante en todas las capas (esmalte, capas T1, T2 y dentina). La composición del pigmento parece ser diferente entre las capas T1, T2 y dentina, pero no se han encontrado diferencias en la translucidez entre las capas de zirconia monofásica multicapa.

Se ha observado que las coronas o las restauraciones unitarias hechas de Zir translúcido monolítico tienen una mayor resistencia general que las coronas de material central con capas de porcelana tradicional. Se ha informado que la resistencia a la flexión del material es dos tercios mayor que la del disilicato de litio. Además, el Zir translúcido tiene una resistencia a la fractura superior a la de las restauraciones con carillas de porcelana y disilicato de litio. (19)

La zirconia multicapa es el primer material dental que combina óxido de zirconio de distintas fases cristalinas en el mismo cuerpo de material restaurador en un intento de reproducir las características mecánicas y ópticas del esmalte del esmalte y la dentina. (19)

Figura 4. Esquema de los discos de Zirconio multilayer



## 1.6 Objetivos generales y específicos

Objetivo general

Determinar el grupo de estudio con la mayor resistencia compresiva de coronas de molares inferiores elaboradas con zirconio multilayer.

### Objetivos específicos

- Identificar los valores de la resistencia compresiva de coronas individuales de molares inferiores de zirconio multilayer de los tres grupos de estudio obtenidas por medio de una máquina de ensayo universal (Instron).
- Comparar la resistencia compresiva de coronas individuales de molares inferiores de zirconio multilayer de los tres grupos de estudio por medio de análisis estadístico.

## 1.7 7. Aspectos metodológicos

## 2.1 Tipo de estudio

Estudio *In-vitro*.

## 2.2 Objeto de estudio

Resistencia compresiva del Zirconio Multilayer.

## 2.3 Material objeto de estudio

Zirconio Multilayer.

## **8. Características de la muestra**

Se calculó con el software Real Statistics v9 con una potencia de 80% con una confianza de 95% y un efecto de error del 0.6 que dio como resultado, un tamaño de muestra de 15, con el fin de disminuir el error, se tomó una muestra de 16 para cada grupo, lo que nos da un total de N=48

Sample size: One-way ANOVA

Input

Effect Size: 0.6

Power: 0,8

# of Groups: 3

Alpha: 0,05

# of Iterations: 1000

Effect type

Cohen's f  RMSSE  Eta-sq

Output

Noncentrality: 22,5

Critical value: 3,885293834652

Sample Size: 15

Actual Power: 0,968292059688

OK

Cancel

Help

### 3.1 Muestra

Se seleccionaron un total de N=48 muestras las cuales se dividieron en tres grupos:

**Grupo 1:** Zirconio multilayer Upcera Vivid 3D PRO-ML (Upcera®, Shenzhen Upcera Co, Ltd, Guangdong, China) n=16.

**-Grupo 2:** Zirconio multilayer Zotion zirconia 3d ATM (*Chongqing Zotion Dentistry Technology Co, ltd*) n=16.

**-Grupo 3:** Zirconio multilayer Sagemax NexxZr® T (Sagemax®, Bioceramics Inc. WA, USA) n=16.

**Tabla 1: Composición química del zirconio multilayer, por casa comercial.**

Marca	Referencia	Dimensiones de los discos	Composición	Sinterizado
Upcera®	Vivid 3D PRO-ML	98*16m.m.	97% ZrO <sub>2</sub> +HfO <sub>2</sub> +Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 4% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> <0.5% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	1530°C
Zotion®	3d multilayer ATM	98*16m.m.	99% ZrO <sub>2</sub> +HfO <sub>2</sub> +Y <sub>2</sub> O <sub>2</sub> 4% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> <0.5% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	1530°C
Sagemax®	NexxZr® T Multi	98*16m.m.	87% ZrO <sub>2</sub> +HfO <sub>2</sub> >4.5% - 7% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> <1.0% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> <1.0% otros óxidos	1530°C

**ZrO<sub>2</sub>**: Oxido de zirconio **HfO<sub>2</sub>**: óxido de hafnio **Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>**: Oxido de itrio **Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>**: Oxido de aluminio

### 3.2 Criterios de selección

#### 3.2.1 Criterios de Inclusión:

- Coronas completas de molares inferiores, de 1.5 mm de espesor de la marca Upcera®
- Coronas completas de molares inferiores, de 1.5 mm de la marca Sagemax®.
- Coronas completas de molares inferiores, 1.5 mm de la marca Zotion®.

#### Criterios de exclusión

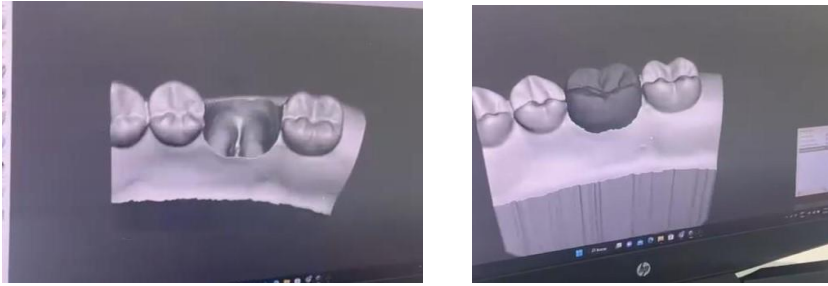
- Coronas que no se adapten adecuadamente en la preparación
- Coronas con rayones, imperfecciones y/o fracturas
- Coronas con un tamaño diferente al modelo seleccionado

### 3.3 Procedimiento

Elaboración de modelo estandarizado tipo G eller Se presentó un modelo estandarizado para la comparación de la resistencia compresiva de Zirconio *Multilayer*. El modelo se basó en la norma ASTM C1421 y se utilizó en el estudio de investigación “comparación de la resistencia compresiva de coronas de zirconio *Multilayer* en un molar inferior de tres casas comerciales”.

Paso 1. Se realizó el diseño para la obtención del modelo alveolar por medio de una impresión 3D de un molar inferior 46 (Figura 5), el alveolo donde se va a introducir y los respectivos dientes adyacentes 44, 45 y 47.

Figura 5. Impresión 3D de un molar inferior



Paso 2. Se imprimieron 10 modelos en resina UNIZ zMUD-resina UV color Beige en la impresora 3D UNIZ IBEE con técnica de impresión LCD, este proceso tuvo una duración de 3 días para los 10 modelos.

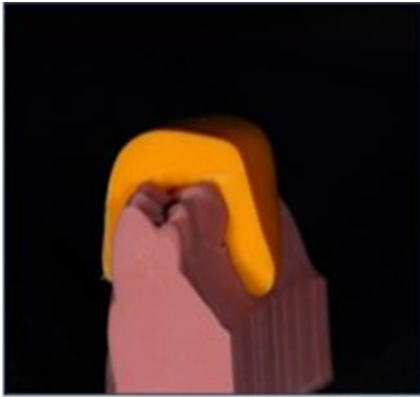
Paso 3. Luego de obtener la impresión, los molares no ajustaban en el alveolo debido a que su impresión debía ser aparte, por lo tanto, se realizó un tallado en el alveolo con el fin de lograr un ajuste perfecto (figura 6).

*Figura 6. Tallado en el alveolo*



Paso 4. Se elaboraron dos matrices en silicona pesada elite HD Zhermack de los modelos adaptados en sus alveolos (figura 7), la primera para ser cortada en sentido vestibulo lingual y la segunda en sentido meso distal. Estas matrices se realizaron con el fin de guiar la preparación de los molares en su respectivo modelo.

*Figura 7. Modelos adaptados en los alveolos*



Paso 5. Las dimensiones de la preparación fueron un promedio según lo recomendado por las tres casas comerciales, el cual dio de 1mm por cada una de sus superficies, y se realizaron bordes biselados sin ángulos Turkeyilmaz I. cada una de las operadoras preparó 5 modelos según las especificaciones.

Paso 6. En la elaboración de la preparación para la corona, se utilizó un método de selección aleatoria enmascarada para elegir las dos muestras que se utilizaron en el estudio. Las muestras se dividieron en contenedores separados y se les asignó una letra aleatoria. Se seleccionaron dos preparaciones que cumplen de manera precisa con las especificaciones previamente descritas, estas fueron seleccionadas por el asesor y dos personas más (Figura 8).

*Figura 8. Selección de las preparaciones*



Paso 7. Las dos preparaciones se escanearon en el escáner de InEos X5 de Sirona el escaneo se realizó utilizando el Software de CAD InLab 22.0. El objetivo del escaneo fue obtener una imagen digital de las preparaciones para poder evaluar e identificar puntos discontinuos o bordes agudos.

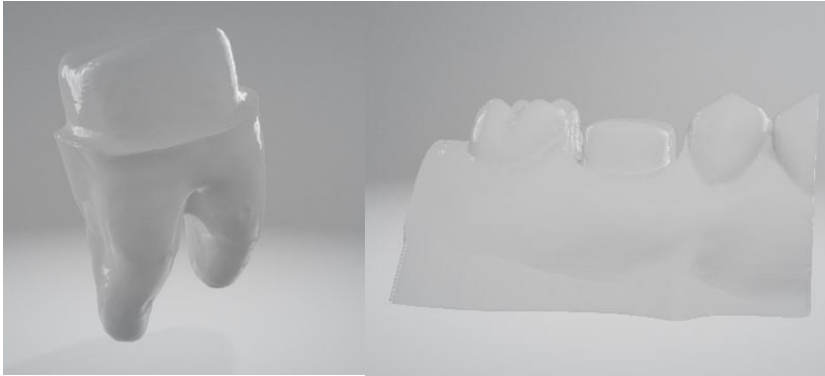
*Figura 9. Escaneo de las preparaciones*



Paso 8. El asesor científico y los operadores evaluaron la continuidad de la línea terminal y el pulido de las dos preparaciones (Figura 10). Se seleccionó la

preparación número 2 como la mejor opción debido a que tenía una mejor continuidad de la línea terminal y un mejor pulido. El procedimiento anterior se realizó por el trabajo de grado realizado por la Dra A Rivas y colaboradores (2024).

*Figura 10. Pulido de las preparaciones*



Se imprimió la muestra estandarizada del modelo 60 veces por cada grupo.

Paso 9. En la impresión de los modelos, el proceso duró 40 minutos. Una vez finalizada la impresión se retiraron los modelos de la bandeja y se limpiaron para eliminar cualquier residuo de resina. La impresión de los modelos fue realizada con resina Photec en la máquina *SHINING 3D accufab L4K* (Figura 11).

*Figura 11. Proceso de impresión*



Paso 10. El proceso de lavado duro un tiempo estimado de 5 a 10 minutos, se sumergieron las muestras en alcohol isopropílico para eliminar cualquier residuo de resina (Figura 12).

*Figura 12. Proceso de lavado*



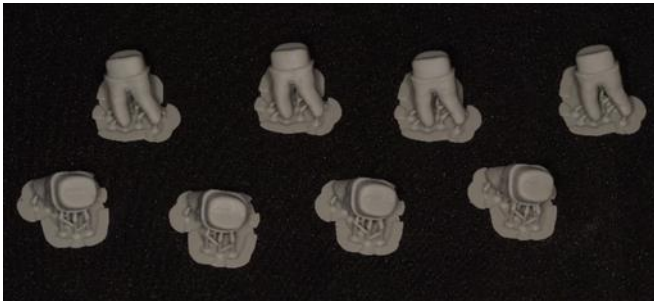
Paso 11. Los modelos se llevaron a la cámara de fotocurado donde reciben luz UV directamente para terminar de solidificar las 60 muestras (Figura 13).

*Figura 13. Proceso de fotocurado*



Paso 12. Se verifico detalladamente que los modelos no presentaran ningún tipo de irregularidad (Figura 14).

*Figura 14. Verificación detallada de los modelos*



Paso 13. Se obtuvieron los discos de zirconio los cuales fueron aprobados por el asesor científico y se llevaron a la universidad CIEO donde se realizó la producción de las coronas (Figura 15).

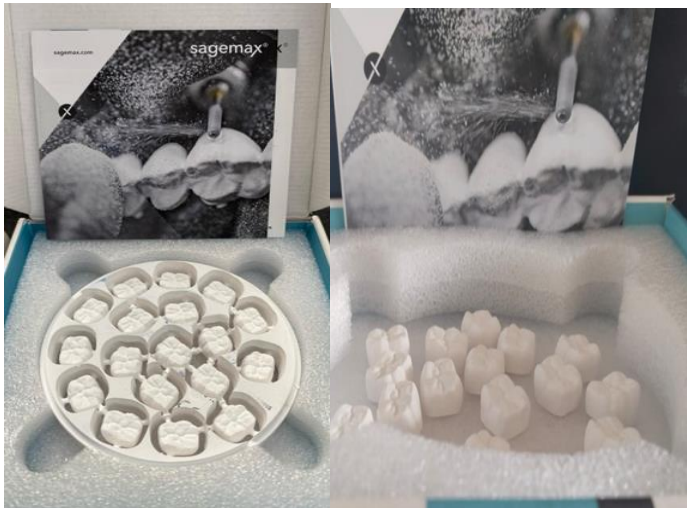
Figura 15. Obtención de los discos de zirconia



Paso 14. Se realizo liberación de las coronas de los discos y posteriormente su sinterización (Figura 16).

Figura 16. Liberación de las coronas





### Discos Sagemax®

NexxZr® T Multi es un óxido de circonio multicapa para uso dental (3Y-TZP cervical, 5Y-TZP incisal) de última generación. Tipo 5Y-TZP (incisal) 3Y-TZP (cervical) Resistencia a la flexión 650 MPa (incisal) 1200 MPa (cervical), Translucidez 49 % (incisal) 41 % (cervical), Indicaciones Restauraciones unitarias hasta puentes de varias piezas, Técnicas de procesamiento Técnica de infiltración Técnica de maquillaje Técnica de cut-back.

### Disco Vivid (Upcera®).

Zirconio Vivid 3D PRO ML (Multilayer), sistemas abiertos tales como Roland, VHF, entre otros, con traslucidez entre 46% y 49%, resistencia entre 800 y 1000 megapascales, indicado para estructuras en anteriores, puentes de más de 3 unidades, coronas, molares y premolares temperatura de sinterización recomendada entre 1.430 - 1550° C.

Disco Zotion®

zotion zirconia 3d ATM multiplayer, tiene una translucidez del 57% en incisivo y del 43% en cervical logra una translucidez similar a la del esmalte dental natural, mientras que al mismo tiempo una translucidez baja en cervical tiene un opaco efectivo. La resistencia muestra un gradiente de 600 Mpa a 900 Mpa, logrando una baja resistencia en la oclusión y sin causar daño a la dentina opuesta.

**Realización de la prueba de resistencia compresiva en zirconio multilayer.**

Para llevar a cabo este proceso, se brindó respaldo por un laboratorio certificado de la ciudad y el acompañamiento de profesionales especializados en las pruebas mecánicas que se encuentran vinculados al laboratorio. Cada unidad muestral se extrajo del agua destilada en la que se encontraba almacenado y se secó con papel absorbente con el fin de ubicarlo en la base del testador de compresión de la máquina universal.

*Figura 17. Muestras (simulación del ligamento periodontal)*



Paso 15. 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.

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.

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

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

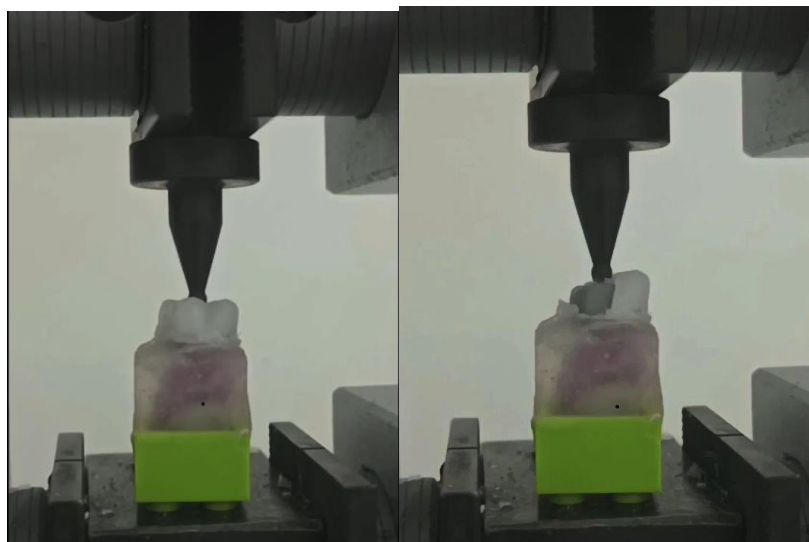
con la lámina de vidrio, se esperó la polimerización del acrílico, según las recomendaciones de la casa comercial.

*Figura 18. (Encofrado)*



La presente prueba se llevó a cabo mediante la muestra ubicada en la base del dispositivo, Para la velocidad de la cruceta, se programó una velocidad de compresión de 0,05 mm/min con una celda de carga de 10 kN a lo largo de los ejes en posición vertical hasta la fractura. La cruceta de la máquina de prueba se ajustó hasta que se hizo contacto con la parte superior del émbolo de la herramienta de compresión. Se registraron la carga total-curva de deformación y la carga total-curva. Después de alcanzar el límite elástico, se optó por incrementar la velocidad de 5 a 6 mm/min y permitir que la máquina funcione a esta velocidad hasta que la muestra se rompió.

*Figura 19. Posicionamiento de la muestra en la maquina de ensayo universal INSTROM*



Para la recolección de la información se diseñó una tabla en Excel en la que se iban diligenciando los valores obtenidos según cada cuerpo de prueba. Los datos se obtuvieron directamente de la máquina universal de ensayos y registraron en Newtons por  $\text{mm}^2$  ( $1 \text{ N/mm}^2 = 1 \text{ MPa}$ ).

### **Análisis estadístico.**

Con los datos obtenidos, se realizó una base de datos en Excel que comprendió los hallazgos encontrados en cada cuerpo de prueba; estos datos luego fueron exportados al programa estadístico Real Statitistic V9. En la evaluación de los resultados, los valores de resistencia compresiva reportados en N/mm<sup>2</sup> (1MPa) se emplearon medidas de tendencia central (promedios con desviaciones estándar y mediana con rango intercuartílico) según su normalidad, junto con gráficas para su presentación. Se emplearon las pruebas de d'Agostino para determinar si las resistencias presentaban distribución normal y la prueba de Kruskal Wallis para comparar la resistencia entre los tres materiales. Para comparar los diferentes grupos experimentales, debido al comportamiento de las variables se empleó la prueba Nemenyi. Se consideró una significancia estadística de  $p < 0.05$ .

#### 3.4 Instrumento de recolección de datos

Para el estudio, se utilizaron instrumentos y procedimientos cuidadosamente seleccionados para garantizar la precisión y confiabilidad de los datos. Se utilizó una máquina de prueba de compresión universal para medir la resistencia compresiva de las coronas de zirconio. Este equipo permite aplicar una carga controlada y medir la fuerza máxima que la corona puede soportar antes de fracturarse. Las coronas de zirconio multilayer de tres casas comerciales diferentes (VIVID, Zotion y Segemax) se montaron en un soporte de prueba específico para simular las condiciones de carga en un molar inferior.

Los datos obtenidos se registraron en tablas de excel y luego se ingresaron en un software de análisis estadístico (Real Statistics para Windows) para el

procesamiento y análisis posterior. Los resultados se representaron mediante gráficos y tablas para facilitar la interpretación y la comparación entre las diferentes casas comerciales.

### 3.5 Aspectos éticos

No aplica por ser un estudio *In-Vitro*.

### 3.6 Análisis estadístico

Se realizó estadística descriptiva, utilizando la prueba de Shapiro-Wilk y Tukey HSD/Kramer. Analisis exploratorio de datos D Agostino , ANOVA , TUKEY, Software : Real Stats V9.

## **Resultados**

Un total de 48 muestras de corona completa sobre modelo de molar inferior fueron seleccionadas, 16 por cada grupo de estudio. Los valores obtenidos fueron expresados en Newton (N) de acuerdo con la fuerza ejercida sobre las coronas para obtener la resistencia media a la fractura del Zirconio Multilayer.

### Resistencia a la fractura de grupo 1 (Upcera®)

El valor promedio de la fuerza aplicada a las 16 muestras corresponde a 1330,646 N, con una mediana 1226,70837 N, con un valor mínimo de 1032,25305 N y un valor máximo de 1688,90637 N, una desviación estándar de 191,87990 N y un coeficiente de variación de 14,42005 N.

**Tabla 2:** Valores de fuerza aplicada al grupo 1 Upcera®

MUESTRA	FUERZA APLICADA (N)
1	1207,48889
2	1550,86963
3	1367,98572
4	1211,98376
5	1032,25305
6	1537,01465
7	1454,87341
8	1212,78857
9	1194,46265
10	1107,54358
11	1484,12390
12	1688,90637
13	1216,55847
14	1228,36328
15	1225,05347
16	1570,07043
<b>MEDIA</b>	1330,64624
<b>MEDIANA</b>	1226,70837
<b>MÁXIMO</b>	1688,90637

<b>MÍNIMO</b>	1032,25305
<b>DS</b>	191,87990
<b>COEFICIENTE DE VARIACIÓN</b>	14,42005

**N= newtons DS= Desviación estándar**

### Resistencia compresiva de grupo 2 (ZOTION®)

El valor promedio de la fuerza aplicada a las 16 muestras corresponde a 1228,40240 N, con una mediana 1220,09741N, con un valor mínimo de 886,90399 N y un valor máximo de 1741,82983 N, una desviación estándar de 246,41763 N y un coeficiente de variación de 20,06001 N.

**Tabla 3:** Valores de fuerza aplicada al grupo 2 Zotion®

<b>Muestra</b>	<b>Fuerza aplicada (N)</b>
1	1311,93799
2	1339,45386
3	1741,82983
4	945,76721
5	1585,95679
6	1005,47815
7	975,23175
8	886,90399
9	1238,37317
10	1194,51990
11	1554,57715
12	1092,13550
13	1201,82166
14	1284,08252
15	995,07648
16	1301,29248
<b>Media</b>	<b>1228,40240</b>

<b>Mediana</b>	1220,09741
<b>Máximo</b>	1741,82983
<b>Mínimo</b>	886,90399
<b>DS</b>	246,41763
<b>Coefficiente de variación</b>	20,06001

**N=** newtons **DS=** Desviación estándar

### Resistencia compresiva de grupo 3 (SAGEMAX®)

El valor promedio de la fuerza aplicada a las 16 muestras corresponde a 1560,26138 N, con una mediana 1512,70178 N, con un valor mínimo de 1295,88599N y un valor máximo de 1792,10974 N, una desviación estándar de 181,51124 N y un coeficiente de variación de 11,63339N.

**Tabla 4:** Valores de fuerza aplicada al grupo 3 sagemax®

<b>Muestra</b>	<b>Fuerza aplicada (N)</b>
<b>1</b>	1792,10974
<b>2</b>	1315,86316
<b>3</b>	1295,88599
<b>4</b>	1477,79187
<b>5</b>	1783,73816
<b>6</b>	1343,78760
<b>7</b>	1515,98010
<b>8</b>	1743,52234
<b>9</b>	1653,73291
<b>10</b>	1453,60571
<b>11</b>	1355,41589
<b>12</b>	1496,04736
<b>13</b>	1768,07397
<b>14</b>	1509,42346
<b>15</b>	1763,85510
<b>16</b>	1695,34875
<b>Media</b>	1560,26138
<b>Mediana</b>	1512,70178

<b>Máximo</b>	1792,10974
<b>Mínimo</b>	1295,88599
<b>DS</b>	181,51124
<b>Coefficiente de variación</b>	11,63339

N= newtons DS= Desviación estándar

### Comparación de los grupos de estudio

Al comparar los tres grupos de estudio, se evidenció que, la mayor resistencia media a la fractura la obtuvo el grupo 3 (Sagemax®) (1560,26 ± 181,5 N) seguido por el grupo 1 (Upcera®) (1330,65 ± 191,8N) y el grupo 2 (Zotion®) presentó la menor resistencia media a la fractura (1228,4 ± 246,4 N). Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

**Tabla 5.** Valores de Resistencia Compresiva, para los 3 Grupos

	<b>Grupo 1 Upcera® n=16</b>	<b>Grupo 2 Zotion® n=16</b>	<b>Grupo 3 Sagemax® n=16</b>
<b>Resistencia Compresiva (N)</b>			
<b>Promedio</b>	1330,65	1228,4	1560,26
<b>DS</b>	± 191,8	± 246,4	±181,5
<b>Mediana (min-max)</b>	1226,70(1032, 25 – 1688,90)	1220,10(886,9 - 1741,8)	1512, 7 (1295,8- 1792,10)
<b>Valor p</b>	0,4	0,5	0,06

DS: Desviación estándar; N: Newtons; Significancia estadística \* $p < 0.05$

Las diferencias de resistencia compresiva entre los grupos 1 y 2 y entre grupo 3 y 2, sugieren que los productos de estas casas tienen comportamientos distintos bajo carga.

En la tabla 5 se muestran las diferencias en resistencia compresiva entre coronas de zirconio Multilayer® de tres casas comerciales distintas. El análisis se realizó con 16 muestras de cada marca.

GRUPO 1: Con una carga media de 1330,65 N, el zirconio de esta casa comercial presenta una desviación estándar de 47,97 N. El valor máximo alcanzó los 1688,91 N, mientras que el mínimo fue 1032,25 N. La mediana se sitúa en 1226,71 N, y el rango intercuartil es de 286,49 N.

GRUPO 2: Para este tipo de zirconio, la carga media fue de 1228,40 N, con un error estándar de 61,60 N. El valor máximo alcanzado fue 1741,83 N, y el mínimo 886,90 N. La mediana fue 1220,10 N y el rango intercuartil fue de 315,94 N.

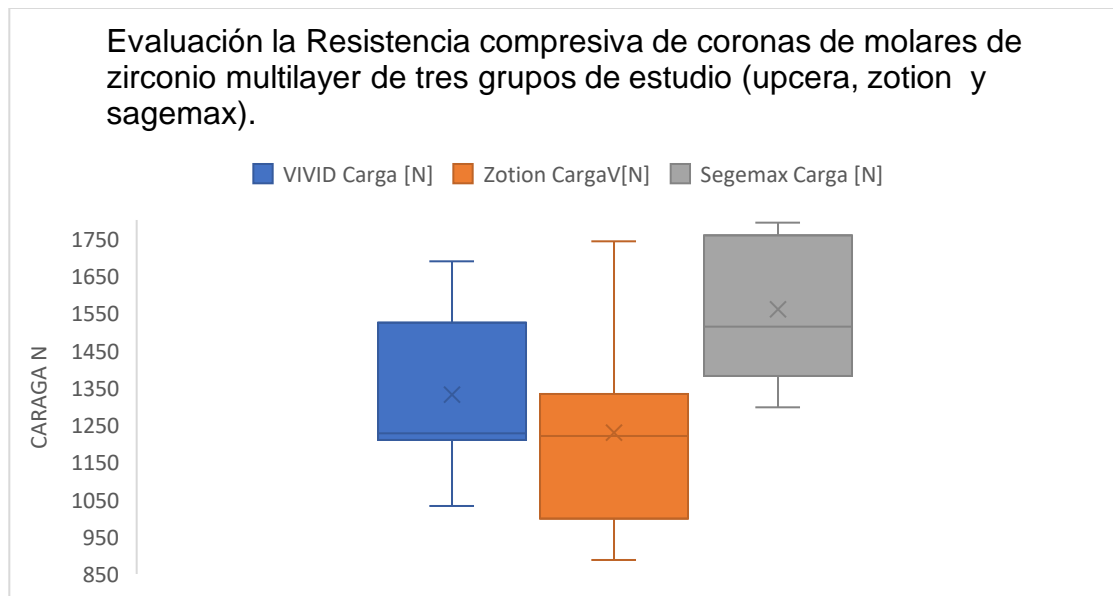
GRUPO 3: Este zirconio tuvo la mayor resistencia media, con 1560,26 N y un error estándar de 45,38 N. La mediana se situó en 1512,70 N, mientras que el valor máximo y mínimo fueron 1792,11 N y 1295,89 N, respectivamente. El rango Inter cuartil fue de 319,55 N.

Para determinar la significancia de las diferencias entre las tres casas comerciales, se realizó un análisis de varianza (ANOVA) de un solo factor, obteniendo un p-valor de 0,0002, lo que indica que existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia compresiva entre las coronas de zirconio de diferentes grupos de estudio.

Aunque los valores medios y máximos varían entre las tres marcas, el análisis demuestra que existen diferencias significativas entre los grupos. Estas diferencias pueden ser importantes para elegir el zirconio adecuado para aplicaciones específicas, como coronas en molares inferiores, donde la resistencia compresiva es crítica para la durabilidad y el rendimiento clínico a largo plazo.

El valor de diferencia de 229,62 entre grupo 1 y grupo 3, y de 331,86 entre grupo 2 y grupo 3, indica la magnitud de las diferencias entre estas casas comerciales (Figura 20). Por lo tanto, hay diferencia significativa entre los materiales de las tres casas comerciales.

Figura 20. Resistencia compresiva



## 2. Discusión

En la odontología moderna, uno de los principales retos es diseñar prótesis dentales que sean duraderas y biocompatibles. Para satisfacer las expectativas de los profesionales y las necesidades de los pacientes, se buscan materiales con características que imiten a los tejidos dentales humanos. Los avances tecnológicos recientes han permitido el desarrollo de diversos métodos para producir estos materiales. (8)

En el estudio de Ceddia et al. (2024), se menciona que las coronas de zirconio presentan mayores tensiones que el esmalte y la cerámica, especialmente en casos de parafunciones como el bruxismo. Estos resultados coinciden con los hallazgos, ya que muestran la importancia de considerar la resistencia compresiva en relación con el uso clínico. Si bien el presente estudio se enfoca en comparar tres casas comerciales, el estudio de Ceddia resalta que el aumento de tensiones en el zirconio puede ser crítico en ciertos contextos clínicos, lo que sugiere que la elección del material debe adaptarse a las necesidades específicas del paciente. (9)

El estudio de Frackiewicz et al. (2023) comparó las propiedades mecánicas de dos tipos de óxido de zirconio: uno fresado y otro impreso en 3D, mostrando que no había diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos en un nivel de significancia del 0,01. Este estudio enfatiza la consistencia de las propiedades del zirconio, independientemente del método de producción, a diferencia de los resultados del presente estudio que muestran variaciones entre diferentes casas comerciales. A pesar de no encontrar diferencias entre fresado e impresión 3D,

Frąckiewicz et al. sugieren que los métodos de fabricación y las características geométricas pueden afectar la resistencia compresiva, lo cual puede ser relevante para explicar las diferencias observadas en tu estudio. (10)

En el estudio de Ille et al. (2023), se investigó el efecto de la exposición a saliva artificial ácida y termociclado en la resistencia compresiva de carillas oclusales de zirconio. Los resultados muestran una disminución en la resistencia compresiva en las muestras expuestas a estos factores, además de la formación de grietas extensas y fracturas en la superficie. Aunque el presente estudio se centra en coronas de zirconio y su resistencia compresiva entre diferentes marcas, el estudio de Ille et al. destaca cómo las condiciones externas pueden afectar la durabilidad del zirconio. Estos hallazgos sugieren que, además de las propiedades iniciales de resistencia compresiva, es fundamental considerar el entorno y las condiciones a las que estarán expuestas las coronas de zirconio. (11)

Zaid Badr, et al. (2022), Compararon cuatro tipos diferentes de coronas de zirconio en términos de tasa de supervivencia y resistencia a la fractura después del termociclado y/o carga termomecánica en un simulador de masticación. Se utilizaron Coronas de zirconio parcialmente estabilizado (PSZ) con conjuntos de matrices de resina reforzada con fibra (N= 80) se fabricaron usando: multi-yttria-layered 5Y-PSZ/3Y-PSZ, multi-yttria-layered 5Y-PSZ/ 4Y-PSZ, monolithic 4Y-PSZ y monolitico 3Y-PSZ como control (n = 20). La mitad de las muestras de cada grupo se sometieron a una carga termomecánica de 110 N, 1,4 Hz, 1,2 millones de ciclos

con termociclado simultáneo (10 000 ciclos, 5–55 °C). La otra mitad se sometió solo a termociclado. Las muestras se cargaron hasta el fallo para medir su resistencia a la fractura. Los datos se analizaron mediante ANOVA de dos vías y prueba post-hoc HSD de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ). Todas las muestras sobrevivieron a los protocolos de envejecimiento. El contenido de itria afectó significativamente la resistencia a la fractura de las coronas ( $p < 0,0001$ ). La resistencia media a la fractura, de mayor a menor, fue de 1,5 a 2,5. Los más bajos fueron 3Y-PSZ, 4Y-PSZ, seguidos de los dos sistemas multicapa de itrio. La diferencia media entre los dos sistemas multicapa de itrio no fue estadísticamente significativa ( $p = 0,98$ ). El protocolo de carga mecánica no afectó la resistencia media a la fractura dentro de cada grupo ( $p = 0,18$ ).<sup>(12)</sup>

El presente estudio se centra en comparar la resistencia compresiva de productos de diferentes casas comerciales, mientras que el estudio de Zaid Badr, et al. (2022), Comparar cuatro tipos diferentes de coronas monolíticas de zirconio en términos de tasa de supervivencia y resistencia a la fractura . Ambos estudios indican la importancia de la durabilidad y la estabilidad de los materiales utilizados en odontología, pero desde perspectivas diferentes: uno desde la resistencia compresiva entre diferentes marcas, y el otro desde la resistencia a la fractura, donde dentro de cada grupo, no hubo diferencias en la resistencia a la fractura después del termociclado solo y la carga termomecánica. Sin embargo, el aumento de la concentración de itria en el tercio oclusal de la corona disminuyó su resistencia a la fractura. tras tratamientos específicos (12).

Este estudio evalúa la resistencia compresiva entre productos de diferentes grupos de estudio (Upcera, Sagemax, Zotion), muestra diferencias significativas en la resistencia compresiva, mientras que el estudio de Riedel et al. (2019) investiga la durabilidad de restauraciones dentales a lo largo de varios ciclos, indica que ciertas tecnologías, como Rapid Layer Technology (RLT), pueden mejorar la durabilidad de las restauraciones. Utiliza un enfoque basado en ciclos para simular el desgaste y determinar el tiempo que sobreviven las restauraciones antes de fracturarse. La medida de éxito en el estudio de Riedel et al. (2019) se basa en la longevidad de las restauraciones durante pruebas de carga cíclica, mientras que el primer estudio se enfoca en resultados de resistencia compresiva en un momento específico. Por lo que ambos estudios juntos pueden ofrecer una visión más completa sobre la resistencia y durabilidad de los materiales dentales, pero desde ángulos distintos.

(6)

El estudio de Nada Heidari et al. (2022) investiga el efecto de diferentes estrategias de colocación realizadas en el área del conector sobre la resistencia a la fractura y el comportamiento a la fractura de prótesis dentales fijas (FDP) monolíticas multicapas de zirconia translúcida. Mientras que el presente estudio sobre las diferencias de resistencia compresiva entre Vivid, Sagemax, y Zotion examina cómo se comportan estos productos bajo carga. Ambos estudios proporcionan resultados cuantitativos para respaldar sus conclusiones. En el estudio de Nada Heidari et al., se muestra que No hubo diferencias significativas en las cargas de fractura entre la zirconia translúcida multicapa monolítica y los materiales de zirconia translúcida

monolítica convencional ( $p > 0,05$ ). El estudio sobre las casas comerciales presenta diferencias significativas en la resistencia compresiva, indicando que los productos de estas casas tienen comportamientos distintos bajo carga. (13)

Aunque ambos estudios abordan la resistencia, el estudio de Nada Heidari et al. (2022) se centra en el comportamiento de fractura de las FDP con área del conector colocada en la capa translúcida difirió significativamente en comparación con las FDP con área del conector colocada en la capa de dentina y las FDP en el grupo de control ( $p = 0,004$ ). Por el contrario, el estudio entre Vivid, Sagemax y Zotion analiza la resistencia compresiva general entre casas comerciales, mostrando diferencias significativas en sus valores. Los resultados de Nada Heidari et al. (2022) sugieren que el comportamiento de fractura de los FDP con área de conector colocada en la capa translúcida (5Y-TZP) difirió significativamente en comparación con los FDP con área de conector colocada en la capa de dentina (4Y-TZP) y los FDP en el grupo de control ( $p \leq 0,05$ ). Las FDP monolíticas fabricadas con circonia translúcida multicapa muestran una resistencia comparable a las FDP fabricadas con circonia translúcida convencional, pero con un comportamiento de fractura diferente. El presente estudio entre Vivid, Sagemax y Zotion mide valores de resistencia compresiva para comparar la magnitud de las diferencias entre los productos (13).

El estudio apoya la hipótesis alterna, confirmando que los materiales de las tres casas comerciales presentan comportamientos distintos bajo carga compresiva.

Esto tiene implicaciones prácticas importantes para la elección de materiales en la odontología y la toma de decisiones clínicas.

El análisis del grupo 3, correspondiente al zirconio multilayer de la marca Sagemax, mostró una mayor resistencia a la fuerza aplicada, con un valor de significancia estadística ( $p = 0,06$ ). Esta resistencia superior se explica por la mayor concentración de itrio en la composición del material, lo cual favorece la estabilización del óxido de zirconio en su fase tetragonal. La fase tetragonal, estabilizada adecuadamente por el itrio, permite al zirconio de Sagemax mantener una mayor integridad estructural bajo carga, destacándolo como una opción óptima para restauraciones que requieren una alta resistencia mecánica.

### 3. Conclusiones

- Los tres tipos de coronas monolíticas de zirconio multilayer evaluados en este estudio demostraron resistencias compresivas acordes a las exigencias funcionales de rehabilitación en molares.
- Las coronas del Grupo 3, fabricadas con una mayor concentración de óxido de Itrio, aluminio y otros óxidos, mostraron una resistencia compresiva superior, con diferencias estadísticamente significativas frente a los otros grupos, lo que sugiere que este material podría ser preferido en casos donde la durabilidad mecánica sea prioritaria.

- Teniendo en cuenta que, todos los materiales alcanzaron valores satisfactorios de resistencia, las tres opciones representan alternativas viables y prometedoras en tratamientos restaurativos. La selección final del material debe realizarse considerando tanto los requerimientos mecánicos como las necesidades estéticas individuales del paciente, para asegurar una rehabilitación óptima y personalizada.

#### 4. Recomendaciones

- Es recomendable persistir con esta investigación para obtener resultados más completos sobre la resistencia a la compresión del zirconio multicapa en Colombia, incluyendo observaciones de prótesis parciales fijas, cofias o coronas implantosoportadas.
- Se recomienda realizar estudios *in vivo* para verificar los resultados en condiciones orales como lo son en pacientes con alta fuerza de mordida.
- Se aconseja continuar con la investigación a través de la aplicación de pruebas de termociclado y fatiga cíclica, pues estas pruebas son cruciales para valorar la resistencia del material o componente ante condiciones de temperatura intraorales y cargas repetitivas.

## 5. Referencias bibliográficas

1. Alqutaibi AY, Ghulam O, Krsoum M, Binmahmoud S, Taher H, Elmalky W, et al. Revolution of Current Dental Zirconia: A Comprehensive Review. *Molecules*. 1 de marzo de 2022;27(5).
2. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Future Dental Journal* [Internet]. 1 de diciembre de 2016 [citado 21 de febrero de 2023];2(2):55-64. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2314718016300398?via%3Dihub>
3. Libeck W, Elsayed A, Lehmann F, Kern M. Efficacy of Different Surface Treatments for Intraoral Repair of Veneered Zirconia Frameworks. *J Adhes Dent* [Internet]. 2017 [citado 21 de febrero de 2023];19(4):323-9. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28849798>
4. Torres Durán E, George Díaz E, Tami Parada IE, Gutiérrez Ortíz JJ. Comparación de la resistencia flexural de láminas elaboradas en tres tipos de dióxido de zirconio con dos tiempos de sinterización. *Revista Facultad de Odontología* [Internet]. 17 de

noviembre de 2020 [citado 25 de febrero de 2023];32(2). Disponible en: <https://doaj-org.lgproxy.unicoc.edu.co/article/36ef7425bce34d768be2e04e39472c9a>

5. Bapat R, Yang H, Chaubal T, Dharmadhikari S, Abdulla A, Arora S, et al. Review on synthesis, properties and multifarious therapeutic applications of nanostructured zirconia in dentistry. Royal society of chemistry [Internet]. 11 de abril de 2022 [citado 8 de abril de 2023];1-21. Disponible en: <https://pubs.rsc.org/en/content/articlehtml/2022/ra/d2ra00006g>
6. Riedel C, Wendler M, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. In vitro lifetime of zirconium dioxide-based crowns veneered using Rapid Layer Technology. Eur J Oral Sci [Internet]. 1 de abril de 2019 [citado 25 de febrero de 2023];127(2):179-86. Disponible en: <https://eds-s-ebSCOhost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=5&sid=11e3a4ea-5acc-4ae1-bef1-a1277ec2adbe%40redis>
7. Turkyilmaz I, Wilkins GN, Varvara G. Tooth preparation, digital design and milling process considerations for CAD/CAM crowns: Understanding the transition from analog to digital workflow. J Dent Sci. 2021 Oct;16(4):1312–4.
8. Čokić SM, Córdor M, Vleugels J, Meerbeek B Van, Oosterwyck H Van, Inokoshi M, et al. Mechanical properties-translucency-microstructure relationships in commercial monolayer and multilayer monolithic zirconia ceramics. Dent Mater [Internet]. 1 de mayo de 2022 [citado 8 de abril de 2023];38(5):797-810. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/35450705>
9. Calvo Ramírez Juan Norberto, Díaz Hurtado Janeth, Oviedo Hernández Nataly Alexandra. Efecto del arenado en la resistencia a la flexión y a la fractura de dos

zi...: En SIDECC (Sistema de Descubrimiento Colegios de Colombia) [Internet]. Acta Odontológica Colombiana. 2015 [citado 25 de febrero de 2023]. Disponible en: <https://eds-s-ebshost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/detail/detail?vid=7&sid=11e3a4ea-5acc-4ae1-bef1-a1277ec2adbe%40redis&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRl#AN=edsdoj.41e57024d4741b5b39bcd1ad89089cd&db=edsdoj>

10. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. J Dent Res [Internet]. 1 de febrero de 2018 [citado 25 de febrero de 2023];97(2):140-7. Disponible en: <https://eds-s-ebshost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/detail/detail?vid=9&sid=11e3a4ea-5acc-4ae1-bef1-a1277ec2adbe%40redis&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRl#AN=127525592&db=edb>

11. Yamaguchi H, Ino S, Hamano N, Okada S, Teranaka T. Examination of bond strength and mechanical properties of Y-TZP zirconia ceramics with different surface modifications. Dent Mater J [Internet]. 2012 [citado 25 de febrero de 2023];31(3):472-80. Disponible en: <https://eds-s-ebshost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/detail/detail?vid=11&sid=11e3a4ea-5acc-4ae1-bef1-a1277ec2adbe%40redis&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRl#AN=79343905&db=edb>

12. GÜth JF, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A. Zirconia and its novel compositions: ¿What do clinicians need to know? Quintessence Int (Berl) [Internet]. 2019 [citado 25 de febrero de 2023];50(7). Disponible en: <https://eds-s-ebshost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/detail/detail?vid=12&sid=11e3a4ea-5acc-4ae1-bef1-a1277ec2adbe%40redis&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRl#AN=79343905&db=edb>

com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/detail/detail?vid=13&sid=11e3a4ea-5acc-4ae1-bef1-a1277ec2adbe%40redis&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRI#AN=136959451&db=edb

13. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. J Dent [Internet]. febrero de 2012 [citado 25 de febrero de 2023];40(2):154-62. Disponible en: <https://eds-s-ebshost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/detail/detail?vid=15&sid=11e3a4ea-5acc-4ae1-bef1-a1277ec2adbe%40redis&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRI#AN=22197634&db=cmedm>
14. Külünk Ş, Külünk T, Kavut İ, Saraç D, Ergün Kunt G. Fracture Strength of Surface Treated Zirconia Based Multilayer CAD/CAM Ceramic Crowns. Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences [Internet]. 2017 [citado 25 de febrero de 2023];23(3):174-83. Disponible en: <https://eds-s-ebshost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/detail/detail?vid=17&sid=11e3a4ea-5acc-4ae1-bef1-a1277ec2adbe%40redis&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRI#AN=127198352&db=edb>
15. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. J Prosthodont Res [Internet]. octubre de 2013 [citado 25 de febrero de 2023];57(4):236-61. Disponible en: <https://eds-s-ebshost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/detail/detail?vid=19&sid=11e3a4ea-5acc-4ae1->

bef1-

a1277ec2adbe%40redis&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZzY29wZ  
T1zaXRI#AN=24140561&db=cmedm

16. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. Aust Dent J. junio de 2011;56(SUPPL. 1):84-96.
17. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. Int J Prosthodont. mayo de 2016;28(3):227-35.
18. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the Nature of an Upcoming Biocer...: En SIDECC (Sistema de Descubrimiento Colegios de Colombia) [Internet]. European Journal of Esthetic Dentistry. . 2009 [citado 25 de febrero de 2023]. p. 130-51. Disponible en: <https://eds-p-ebSCOhost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/detail/detail?vid=6&sid=b1079aef-168d-4a95-b738-33e61eba8a7a%40redis&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRI#AN=43480977&db=ddh>
19. Jitwirachot K, Rungsiyakull P, Holloway JA, Jia-Mahasap W. Wear Behavior of Different Generations of Zirconia: Present Literature. Int J Dent [Internet]. 2022 [citado 25 de febrero de 2023];2022. Disponible en: <https://eds-p-ebSCOhost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/detail/detail?vid=8&sid=b1079aef-168d-4a95-b738->

33e61eba8a7a%40redis&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZzY29wZ  
T1zaXRI#AN=155597102&db=edb

20. Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials* [Internet]. 1 de mayo de 2019 [citado 25 de febrero de 2023];35(5):797-806. Disponible en: <https://eds-p-ebSCOhost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/detail/detail?vid=10&sid=b1079aef-168d-4a95-b738-33e61eba8a7a%40redis&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZzY29wZT1zaXRI#AN=edsbas.D47FC967&db=edsbas>
21. Dentistry-Ceramic materials ISO 6872:2015(E) ii COPYRIGHT PROTECTED DOCUMENT. 2015.
22. Bazi T. Peer review: single-blind, double-blind, or all the way-blind? *Int Urogynecol J*. 2020 Mar 9;31(3):481–3.
23. Cedia M, Lamberti L, Trentadue B. FEA Comparison of the Mechanical Behavior of Three Dental Crown Materials: Enamel, Ceramic, and Zirconia. *Materials*. 2024; 17(3):673. <https://doi.org/10.3390/ma17030673>
24. Frąckiewicz W, Królikowski M, Kwiatkowski K, Sobolewska E, Szymlet P, Tomasiak M. Comparison of Dental Zirconium Oxide Ceramics Produced Using Additive and Removal Technology for Prosthodontics and Restorative Dentistry-Strength and Surface Tests: An In Vitro Study. *Materials (Basel)*. 2023;17(1):168. Published 2023 Dec 28. doi:10.3390/ma17010168

25. Ilie, C., Moacă, EA., Pop, D. *et al.* Compressive strength evaluation of thin occlusal veneers from different CAD/CAM materials, before and after acidic saliva exposure. *Odontology* 111, 360–374 (2023). <https://doi.org/10.1007/s10266-022-00741-5>