



**Resistencia compresiva de coronas de zirconio tipo II (3Y-TZP) de tres casas comerciales**

**AUTORES**

Rivas Arbelaez, Alejandra  
Aguilar Lopez, Jenny Carolina

**ASESOR CIENTÍFICO**

Pabuena Posada, Johann Enrique

**ASESOR METODOLOGICO**

Unriza Puin, Sonia Rubiela

**ASESOR ESTADISTICO**

Ardila Duarte, Gerardo

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC  
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSGRADO EN PROSTODONCIA  
BOGOTÁ 24 DE MAYO DE 2024**

**RESISTENCIA COMPRESIVA DE CORONAS DE ZIRCONIO TIPO II (3Y-TPZ)  
DE TRES CASAS COMERCIALES**

**AUTORES**

ALEJANDRA RIVAS ARBELAEZ  
JENNY CAROLINA AGUILAR LOPEZ

**ASESOR CIENTÍFICO**

Dr. Johann Pabuena  
Odontólogo, especialista en prostodoncia  
Institución Universitaria Colegios de Colombia UNICOC

**ASESOR METODOLOGICO**

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

**ASESOR ESTADISTICO**

Gerardo Ardila  
Matemático

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC  
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSGRADO EN PROSTODONCIA  
BOGOTÁ 24 DE MAYO DE 2024**

## **PAGINA DE ACEPTACIÓN**

El trabajo de grado “**RESISTENCIA COMPRESIVA DE CORONAS DE ZIRCONIO TIPO II (3Y-TPZ) DE TRES CASAS COMERCIALES**” fue elaborado por: Alejandra Rivas Arbeláez y Jenny Carolina Aguilar López, como requisito para optar por el título de especialista en Prostodoncia

La sustentación se llevó a cabo el 24 de mayo del 2024

Acta No 20241-

---

Dr. Johann Enrique 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 del esfuerzo y dedicación de nosotras como futuras especialistas y de nuestros familiares que gracias a su esfuerzo y dedicación nos ayudaron a llegar hasta este momento, por lo tanto, queremos dedicarle este trabajo especialmente a nuestros padres: Orlando Aguilar Rodríguez “que en Paz descanse” y Nubia López Barrera padres de Jenny Carolina Aguilar López y Luz María Arbeláez Gálvez y Jaime Rivas Pérez, padres de Alejandra Rivas Arbeláez y David Felipe Pérez Prieto, pareja de Alejandra Rivas Arbelaez.*

## **AGRADECIMIENTOS**

El presente trabajo es el resultado de dos años de esfuerzo y dedicación constante de las autoras Jenny Carolina Aguilar López y Alejandra Rivas Arbeláez por lo tanto desean agradecerle a cada una de las personas que formaron parte de este proceso, primero agradecerles a sus padres Orlando Aguilar Rodríguez “que en Paz descanse”, Nubia López Barrera, Luz María Arbeláez Gálvez, Jaime Rivas Pérez y David Felipe Pérez Prieto quienes fueron el aliento para continuar en cada uno de sus pasos, ellos han sido ejemplo de perseverancia y disciplina, valores que se han necesitado para la finalización de este trabajo de grado, personas a las que siempre se ha podido recurrir en cualquier momento, reiterar que sin ellos nada de esto sería posible.

Agradecerles a nuestros compañeros, que han sido un gran acompañamiento durante este proceso, gracias por el compañerismo que siempre se ha encontrado al mirar al costado, hacer una mención especial a Daniela Alejandra Vergel Calderón quien ha sido un constante apoyo durante todo el proceso, quien más que una compañera ha sido una amiga, alguien con la que siempre se puede contar.

Por último, agradecerle a nuestra asesora metodológica la Dra. Sonia Unriza Puin, gracias por la paciencia, por el empuje, por siempre estar atenta y disponible a la escucha de cada una de las inquietudes presentadas, a el Dr. Johan Enrique Pabuenza porque gracias a él fue posible realizar un prototipo de preparación que pueda ayudar a futuros trabajos de grado porque gracias a su exigencia pudimos llegar hasta esta última etapa.

## TABLA DE CONTENIDO

|                                                                           | Pág. |
|---------------------------------------------------------------------------|------|
| Glosario.....                                                             | 9    |
| Introduccion.....                                                         | 13   |
| 1. Planteamiento del problema.....                                        | 14   |
| 2. Justificación.....                                                     | 16   |
| 3. Propósito.....                                                         | 18   |
| 4. Antecedentes.....                                                      | 19   |
| 5. Marco teórico.....                                                     | 21   |
| 5.1 Generalidades del zirconio.....                                       | 21   |
| 5.2 Generaciones de zirconio, resistencia al desgaste y translucidez..... | 21   |
| 5.3 Resistencia del desgaste del zirconio.....                            | 23   |
| 5.4 Resistencia compresiva.....                                           | 23   |
| 5.5 Maquinado CAD-CAM del zirconio.....                                   | 23   |
| 5.6 Sinterizado del zirconio.....                                         | 24   |
| 5.7. Bloques de zirconio altamente sinterizados.....                      | 26   |
| 6. Objetivos.....                                                         | 27   |
| 6.1 Objetivo general.....                                                 | 27   |
| 6.2 Objetivos específicos.....                                            | 27   |
| 7. Aspectos metodológicos.....                                            | 28   |
| 7.1 Tipo de estudio.....                                                  | 28   |
| 7.2 Objeto de estudio.....                                                | 28   |
| 7.3 Material objeto de estudio.....                                       | 28   |
| 7.4 Unidad de observación.....                                            | 28   |
| 8. Características de la muestra.....                                     | 29   |
| 8.1 Tamaño de la muestra.....                                             | 30   |
| 8.1.1 Datos y ficha técnica casa comercial grupo 1 (Aidite ®) .....       | 31   |
| 8.1.2 Datos y ficha técnica casa comercial grupo 2 (Upcera ®) .....       | 32   |
| 8.1.3 Datos y ficha técnica casa comercial grupo 2 (Sagemax ®) .....      | 33   |
| 8.2 Criterios de selección.....                                           | 35   |
| 8.2.1 Criterios de inclusión.....                                         | 35   |
| 8.2.2 Criterios de exclusión.....                                         | 35   |
| 8.3 Procedimiento.....                                                    | 36   |
| 8.4 Operalización de variables.....                                       | 42   |
| 8.5 Aspectos éticos.....                                                  | 43   |
| 8.6 Análisis estadístico.....                                             | 43   |
| 9. Resultados.....                                                        | 44   |
| 10. Discusión.....                                                        | 47   |
| 11. Conclusiones.....                                                     | 50   |
| 12. Recomendaciones.....                                                  | 51   |
| 13. Referencias bibliográficas.....                                       | 52   |

## LISTAS ESPECIALES

### LISTA DE TABLAS

|                                                                                | Pág. |
|--------------------------------------------------------------------------------|------|
| <b>Tabla 1.</b> Características del zirconio.....                              | 22   |
| <b>Tabla 2.</b> Tamaño de muestra por grupo experimental.....                  | 30   |
| <b>Tabla 3.</b> Composición química de los discos de zirconio utilizados.....  | 30   |
| <b>Tabla 4.</b> Ficha técnica de zirconio tipo II SuperfectZir de Aidite®..... | 31   |
| <b>Tabla 5.</b> Ficha técnica de zirconio tipo II ST White de Upcera®.....     | 32   |
| <b>Tabla 6.</b> Ficha técnica de zirconio tipo II NexxZrT de Sagemax®.....     | 33   |
| <b>Tabla 7.</b> Dimensiones de cada uno de los discos utilizados.....          | 38   |
| <b>Tabla 8.</b> Operalización de variables.....                                | 41   |
| <b>Tabla 9.</b> Valores de fuerza aplicada para grupo 1 Aidite®.....           | 43   |
| <b>Tabla 10.</b> Valores de fuerza aplicada para grupo 2 Upcera®.....          | 44   |
| <b>Tabla 11.</b> Valores de fuerza aplicada para grupo 3 Sagemax®.....         | 44   |
| <b>Tabla 12.</b> Resultados descriptivos de materiales.....                    | 45   |
| <b>Tabla 13.</b> Análisis de varianza.....                                     | 46   |

### LISTA DE FIGURAS

|                                                                                 | Pág.                           |
|---------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------|
| <b>Figura 1.</b> Generaciones del Zirconio. ....                                | 20                             |
| <b>Figura 2.</b> Fases cristalinas del zirconio .....                           | ¡Error! Marcador no definido.5 |
| <b>Figura 3.</b> Cambio de fases del zirconio según temperatura .....           | 26                             |
| <b>Figura 4.</b> Calculo de tamaño de muestra.....                              | 29                             |
| <b>Figura 5.</b> Disco de Zirconio tipo II SuperfectZir de Aidite®.....         | 30                             |
| <b>Figura 6.</b> Disco de Zirconio tipo II ST White de Upcera®.....             | 31                             |
| <b>Figura 7.</b> Disco de Zirconio tipo II NexxZrT de Sagemax®.....             | 33                             |
| <b>Figura 9.</b> Diseño de modelo Gëller .....                                  | 35                             |
| <b>Figura 9.</b> Adaptación de modelo en Alveolo.....                           | 35                             |
| <b>Figura 10.</b> Asentamiento de matriz de silicona en modelo .....            | 36                             |
| <b>Figura 11.</b> Espesores recomendados para cada casa comercial.....          | 36                             |
| <b>Figura 12.</b> Preparación de molar.....                                     | 36                             |
| <b>Figura 13.</b> Escaneo de preparaciones .....                                | 37                             |
| <b>Figura 14.</b> Revisión de preparaciones en software.....                    | 37                             |
| <b>Figura 15.</b> Escaneo de prepración elegida y modelo alveolar.....          | 37                             |
| <b>Figura 16.</b> Impresión y fotocurado N=48 .....                             | 37                             |
| <b>Figura 17.</b> Diseño de corona para molar inferior derecho .....            | 38                             |
| <b>Figura 18.</b> Impresión y verificacion de adaptacion corona en resina ..... | 38                             |
| <b>Figura 19.</b> Discos en la fresadora .....                                  | 39                             |
| <b>Figura 20.</b> Liberación de coronas de los discos .....                     | 39                             |
| <b>Figura 21.</b> Sinterizado de coronas de Zirconio tipo II.....               | 39                             |
| <b>Figura 22.</b> Cementación de coronas en zirconio tipo II .....              | 40                             |

|                                                                             |    |
|-----------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figura 23.</b> Elaboración de matriz en silicona .....                   | 40 |
| <b>Figura 24.</b> Revestimiento de silicona ultraliviana en prototipo.....  | 40 |
| <b>Figura 25.</b> Encofrado de molar.....                                   | 40 |
| <b>Figura 26.</b> Encofrado Finalizado .....                                | 40 |
| <b>Figura 27.</b> Prueba de resistencia compresiva .....                    | 41 |
| <b>Figura 28.</b> Grafica de caja de la comparación de la carga maxima..... | 46 |



## GLOSARIO

**Adaptar:** Ser adecuado o estar en armonía; ajustarse correctamente a la forma o tamaño mediante inserción y ajuste hasta su correcta colocación; adaptar una estructura a otra, como la adaptación de cualquier restauración dental a su sitio, en la boca.

**Adhesivo:** Propiedad de permanecer muy próximas, como la que resulta de la atracción física de las moléculas hacia una sustancia o de la atracción molecular existente entre las superficies de los cuerpos en contacto; unión estable de piezas entre sí, que puede ocurrir de forma anormal

**Bruxismo:** Un hábito bucal que consiste en crujiar, rechinar o apretar los dientes no funcionales, rítmicos o espasmódicos involuntarios, en movimientos de la mandíbula distintos de los de masticación, que pueden provocar un traumatismo oclusal; comp, bruxismo nocturno, neurosis oclusal, rechinamiento de dientes

**CAD-CAM:** Diseño ayudado por computadora-fabricación asistida por computadora (Mecanizado asistido por ordenador): la fabricación sustractiva de un objeto 3D mediante control numérico por computadora (CNC); en odontología, es una tecnología CAD-CAM utilizada para producir diferentes tipos de prótesis, incluyendo coronas, carillas, inlays, onlays, prótesis dentales fijas, prótesis dentales removibles, prótesis sobre implantes dentales y dispositivos de ortodoncia y otros; como estereolitografía.

**Cemento:** Agente aglutinante utilizado para unir firmemente dos objetos aproximados; un material que, al endurecerse, llenará un espacio o unirá objetos adyacentes; como agente fijante, resina adhesiva.

**Cementación:** El proceso de unión de piezas mediante cemento; fijación de una restauración a dientes naturales mediante un cemento.

**Cerámica:** Relacionado con la fabricación de cualquier producto elaborado esencialmente a partir de minerales mediante cocción a alta temperatura.

**Cerámica Y-TZP:** Cerámicas policristalinas de zirconio tetragonal estabilizadas con itria.

**Corona de cerámica:** Una prótesis dental fija de cerámica que restaura una corona clínica sin una estructura metálica de soporte.

**Control numérico por ordenador:** CNC; una perfecta integración de programas de diseño y fabricación asistidos por ordenador para crear objetos 3D; Esta podría ser una técnica sustractiva o aditiva.

**Contorno:** siguiendo curvas de nivel o formando surcos o crestas a lo largo de ellos; hecho para adaptarse al contorno de algo.

**Cohesión:** Atracciones intermoleculares entre las moléculas similares o átomos y con frecuencia se reporta como la resistencia cohesiva de un material o tejido

**Copia de fresado:** También llamado controlado numéricamente por computadora (CNC)-fresado; Fabricación asistida por ordenador (CAM) sin diseño asistido por ordenador (CAD) mediante el escaneo directo de un objeto.

**Deformación:** El o figura de un objeto cambio de forma.

**Delaminación:** La delaminación describe el fenómeno que ocurre cuando las capas de una impresión se desprenden de las capas anteriores, sea de forma total o parcial

**Desgaste:** El acto de desgastarse o desgastarse por fricción; el desgaste mecánico resultante de la masticación o de la parafunción, limitado a las superficies

**Dopante:** Controlar de agente dopante; un elemento incorporado a un material dental para alterar sus propiedades mecánicas; por ejemplo, itria incorporada en una pequeña cantidad a la circonia, lo que da como resultado la estabilización.

**Endurecimiento por transformación de fase:** Un aumento en la tenacidad a la fractura de zirconio parcialmente estabilizada como resultado de la transformación de los cristales de zirconio en las proximidades de la punta de una grieta que se propaga desde la fase tetragonal a la fase monoclinica; esta transformación no impide que la grieta se propague, pero dificulta su avance; como, endurecimiento por transformación inducido por estrés.

**Fuerza compresiva:** La fuerza interna inducida que se opone al acortamiento de un material en una dirección paralela a la dirección de las tensiones; Cualquier fuerza inducida por unidad de área que resiste la deformación causada por una carga que tiende a comprimir o acortar un cuerpo.

**Fabricación:** La construcción, realización o construcción de una restauración.

**Fuerzas de masticación:** Es la fuerza en conjunto ejercida por los músculos de la masticación como lo son: temporal, masetero, pterigoideo interno, pterigoideo externo y supra e infrahioides

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

**Fosa:** Un hoyo, surco o depresión anatómica.

**Fractura:** Causar una fractura en; romper, romper o desgarrar; fracturado.

**Fresa:** un instrumento de corte giratorio de acero o carburo de tungsteno.

**Impresión digital:** Nota editorial para el uso: una impresión digital no es una semejanza negativa o una copia al revés de la superficie de un objeto; sinónimo, escaneo digital.

**Escaneo digital:** Capturar el formato numérico por computadora de imágenes rasterizadas (mapa de bits) de un objeto geométrico que se puede ver en una pantalla de monitor (bidimensional [2D]) o holograma (3D); En odontología, capturar la imagen óptica directamente de la anatomía del paciente o indirectamente de un modelo definitivo de la anatomía.

**Resina epoxica:** Una resina caracterizada por grupos reactivos epoxi o etiloxilina que poseen características únicas en términos de adhesión a metales, maderas y vidrios.

**Oxido de aluminio:** Un óxido metálico constituyente de la porcelana dental que aumenta la dureza y la viscosidad; Un cristal cerámico de alta resistencia disperso a lo largo de una fase vítrea para aumentar su resistencia como en la porcelana dental aluminosa utilizada para fabricar coronas de porcelana aluminosa; Una partícula cerámica finamente molida (frecuentemente 50  $\mu\text{m}$ ) que se utiliza a menudo junto con la abrasión de piezas de fundición metálicas transportadas por el aire antes de la aplicación de porcelana, como ocurre con las restauraciones metalocerámicas; sintetizador, alúmina

**Resistencia a la fractura:** Tensión requerida para la falla del material; representado por una línea trazada en un gráfico de tensión versus deformación; esta tensión puede ser menor que la fuerza final; es decir, la deformación máxima sobre una muestra antes de la falla del material.

**Preparación dental:** Preparaciones sobre modelos dentales realizadas para evaluar y optimizar las preparaciones dentales definitivas.

**Restauración de zirconio:** Una prótesis fabricada a partir de una estructura de circonio; los tipos de restauraciones incluyen circonio monolítico o circonio revestido de porcelana (una estructura de circonio mejorada con revestimiento de porcelana o cerámica prensada); como porcelana fusionada con zirconio, cerámica prensada sobre zirconio.

## INTRODUCCIÓN

La resistencia compresiva es fundamental en la evaluación de materiales de restauración dental, determinando su capacidad para resistir fuerzas verticales y prevenir deformaciones o fracturas ante esas fuerzas. El zirconio ofrece múltiples alternativas restaurativas en la odontología restauradora, debido a que cada generación ofrece diferentes propiedades mecánicas y estéticas

La utilización de zirconio en odontología inicia en los 2000's, desde su utilización ha tenido varias modificaciones, permitiendo el ofrecimiento de múltiples alternativas restaurativas en la odontología, la primera generación de circonio, conocida como 3Y-TZP, se introdujo en la odontología hace más de dos décadas. Este material, compuesto por policristales de circonio tetragonal estabilizado con itria (Y-TZP), contiene aproximadamente un 3% mol de itria y al menos un 90% de zirconio tetragonal. Aunque se usó mucho, su principal limitación fue la translucidez y su falta de disponibilidad como material monolítico (1) (2).

El tipo II 3Y-TZP conserva la base de la primera generación de circonio, con un 3% mol de itria para estabilizar la fase tetragonal del zirconio. Sin embargo, se añadió un grano de óxido de aluminio ( $Al_2O_3$ ) para mejorar sus propiedades ópticas y estéticas. Este ajuste permite una mayor translucidez sin comprometer la resistencia, manteniendo una resistencia flexural de hasta 1.000 Mpa (1)(3).

El zirconio de segunda generación es adecuado para restauraciones dentales, donde se requiere una combinación óptima de resistencia y el cual no requiera una translucidez muy alta. Su capacidad para resistir fuerzas compresivas significativas lo convierte en una opción para restauraciones dentales que deben soportar altas cargas masticatorias (1) (2).

En un estudio reciente Adabo GL et al. (2023) se realizó una prueba compresiva en coronas de premolares CAD-CAM con espesores oclusales de 1,0 mm o 1,5 mm y cementadas sobre un pilar metálico, utilizando tres tipos de materiales. Zirconio 3Y-TZP y 5Y-TZP comparándolos con disilicato de litio, dando como resultado una resistencia compresiva mayor a 900N, sin embargo, el estudio no realizó comparaciones entre casas comerciales, el pilar utilizado fue metálico, simulando un pilar de implante y el zirconio utilizado no se comercializa en Colombia (5).

Debido a la escasa evidencia de resistencia compresiva en zirconio tipo II y a la falta de comparación entre casas comerciales disponibles en Colombia, el objetivo de este estudio fue identificar la resistencia compresiva de coronas individuales elaboradas con zirconio monolítico de segunda generación disponibles en Colombia.

## 1. Planteamiento del problema

En inicios de la odontología restauradora se realizaban coronas metal-cerámicas que presentaban múltiples problemas estéticos y mecánicos, como pigmentaciones de la encía por la corrosión del metal y delaminación de la cerámica, por problemas adhesivos o cohesivos cuando se sometían a fuerzas excesivas(2).

Actualmente, los procedimientos estéticos enfocados en restauraciones a base de cerámica dental han permitido la evolución y perfeccionamiento de distintas formas de manufactura, iniciándose así, la utilización de cerámicas como el dióxido de zirconio libre de metal, que ayudan a mejorar las exigencias estéticas de los pacientes, proporcionando restauraciones mínimamente invasivas, sin perder las características mecánicas ideales, de lo que se puede concluir que las restauraciones de cobertura completa están en constante evolución (3).

La introducción de nuevos sistemas cerámicos libres de metal con propiedades ópticas, mecánicas y además biocompatibles hace que sea considerado el material de elección capaz de igualar las expectativas del paciente, en concordancia con el diagnóstico clínico y que satisface necesidades estéticas, de dureza y resistencia al desgaste (3).

La elección de un material cerámico depende en gran medida de diferentes factores biológicos, como por ejemplo la reducción insuficiente de la estructura dental, puede causar sobrecontorno, por lo tanto, fallas biológicas como son los agrandamientos o recesiones gingivales, por consiguiente, se genera un acumulo de biopelícula, posteriormente puede resultar en caries. El siguiente factor es el tipo del sustrato debido a que en sustratos oscuros se requiere mayor opacidad del material restaurador(4).

Las restauraciones dentales se someten constantemente a una fuerza masticatoria ejercida por la acción y contracción muscular; estas fuerzas pueden ser estáticas y dinámicas de tracción, compresión y torsión, lo que puede generar fallas mecánicas, por lo tanto se debe tomar en cuenta las siguientes características del material restaurador, como lo son la baja resistencia al desgaste, la contracción de polimerización y tensión superficial pueden llevar a estrés a la restauración y posteriormente a la fractura (4) (6).

El zirconio presenta propiedades mecánicas adecuadas para estructuras de prótesis fija, e implanto soportadas y/o postes intraradiculares, permitiendo una correcta tensión, el zirconio de segunda generación es usado para prótesis fijas extensas por su alta resistencia y módulo de elasticidad. Las nuevas generaciones de zirconio tienen una mayor translucidez, sin embargo, de menor resistencia debido al cambio de composición química. (7)(8).

En comparación con otros materiales cerámicos, el zirconio produce un mayor desgaste en el diente natural antagonista y un desgaste casi indetectable cuando se opone a otro zirconio; Cuando este material restaurador es combinado con materiales de resina disminuye el daño, mientras que el comportamiento de desgaste frente a un antagonista metálico depende de la dureza de la superficie del metal (9) (10).

Actualmente, las casas comerciales informan de las características mecánicas del producto que desean vender, obtenidas mediante estudios poco aplicables a la clínica, como las pruebas sobre laminas, que no se corresponden con la realidad de las fuerzas masticatorias, como si lo hacen las pruebas sobre coronas, cofias y homólogos.

Se conoce que el zirconio tipo II presenta una alta resistencia compresiva (datos obtenidos sobre laminas), sin embargo, no existe suficiente información con respecto a valores resultado de la aplicación de pruebas sobre corona completa de molares inferiores y su respectiva comparación entre casas comerciales disponibles en Colombia. es por eso por lo que el grupo de estudio genera la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es la resistencia compresiva de coronas de molares inferiores de zirconio tipo II (3Y-TZP) comparando tres casas comerciales disponibles en Colombia?

## 2. JUSTIFICACIÓN

El Zirconio tiene un alto índice de refracción de la luz y también posee un número alto de interfases, debido a las pequeñas estructuras cristalinas, por las cuales pasa la luz, eso crea el carácter opaco del material (10). El zirconio tipo II inician las restauraciones odontológicas de muy alta resistencia, y poca translucidez, posterior a eso, el zirconio evoluciona a otras generaciones para ofrecer mejores propiedades ópticas disminuyendo la resistencia, iniciando una discusión de abordaje protésico para cada uno de los casos (11).

Las propiedades mecánicas del zirconio tipo II (3Y-TZP) se caracterizan por un fenómeno de endurecimiento, el cual le otorga una alta resistencia a la fractura, esta propiedad reduce la propagación de grietas. Cuando se presenta una grieta en el zirconio, cambiando su configuración química y modificando la fase cristalina, en el caso específico de las grietas, el zirconio pasa de fase tetragonal a monoclinica, debido a una expansión volumétrica que causa mayor tensión en la grieta impidiendo que se propague (12) (13).

El zirconio translúcido ha sido utilizado por odontólogos que buscan proporcionar restauraciones dentales monolíticas, esto se refiere a restauraciones sin interfaces, las cuales van a evitar las fallas de pérdida de la capa de revestimiento, ya sea por chipping o delaminación (14).

Debido a la evolución de la odontología restauradora, el zirconio tipo II se ha utilizado para reforzar cerámicas de última generación como la de multicapas, no obstante, aún se emplea zirconio tipo II en rehabilitación oral, como en aquellos casos que requieren una alta resistencia, por ejemplo, en casos de desgaste severo y tramos largos, que no requieren estética, disminuyendo costos entre esta generación y la de multicapas (15). En casos que demandan o requieren una alta resistencia debido a fuerzas excesivas en boca, como los pacientes con bruxismo (16), el material debe ser capaz de resistir una magnitud de fuerzas mayor; en ese orden de ideas, criterios como: la cantidad de dientes a restaurar, el tipo de restauración y el sector en donde se realizará la restauración. El análisis de los anteriores criterios le permitirá al rehabilitador determinar el correcto empleo del zirconio tipo II (17).

El éxito clínico a largo plazo del zirconio sigue dependiendo de indicaciones específicas, tales como: preparación dental, selección de materiales, conocimiento, experiencia del odontólogo y del técnico dental, una adecuada cementación y concepto oclusal. Debido a la alta tasa de innovación en los materiales y la tecnología CAD/CAM en general, los clínicos y los protésicos dentales deben estar ampliamente informados con relación a las propiedades mecánicas de los materiales dentales, para tener éxito con las diversas opciones (18).



La resistencia reportada por las casas comerciales corresponde a pruebas realizadas con materiales en forma laminar que no son comparables con la realidad clínica, y que la literatura es escasa específicamente para el zirconio del tipo II. Además, los estudios encontrados se enfocan en zirconio tipo II de casas comerciales no ofertadas en el país, por lo que en este estudio se pretende identificar y comparar la resistencia compresiva entre casas comerciales disponibles en Colombia del zirconio tipo II.

Los resultados buscan orientar a los profesionales que tengan casos complejos de rehabilitación oral y que demanden rehabilitaciones múltiples, dando una información acerca de la resistencia compresiva que presenta el Zirconio tipo II de cada casa comercial disponible en Colombia e identificar si existen diferencias significativas entre los datos obtenidos de las diferentes casas comerciales.

### **3. PROPÓSITO**

Generar evidencia científica con relación a la resistencia compresiva del Zirconio tipo II de tres casas comerciales disponibles en Colombia, por medio de la elaboración de un Trabajo de Grado de la Especialización de Prostodoncia y posterior publicación de un artículo científico en revista indexada que sea accesible toda la comunidad académica y científica con el fin de orientar a futuros profesionales en la toma de decisiones clínicas que involucren la utilización del material en Estudio.

#### 4. ANTECEDENTES

El zirconio es un metal polimórfico descubierto por Martin Klaproth en 1978, descrito por Hussak, E. en 1982 como óxido de zirconio bajo la forma de Baddeleyita ( $\text{ZrSiO}_4$ ), no obstante, solo fue hasta 1988 que se inició su utilización en el campo de la medicina como remplazo de huesos debido a su alta resistencia y a su color blanco grisáceo, dando propiedades de un metal, con mejores propiedades ópticas (4)(19)(20).

En el campo de la odontología se inició con la realización de prótesis orales con zirconita, que carecía de traslucidez, lo que hizo que fuera descartada rápidamente. Es así como, buscando mejorar sus propiedades ópticas se inició la utilización en odontología, se realizaron modificaciones que llevaron al desarrollo de policristales de circonio parcialmente estabilizado (PSZ) circonio tetragonal estabilizado con itria (Y-TZP), que exhibieron mayor resistencia(4) (21).

Desde 1994 el Zirconio aparece como un material con óxido de itrio ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ) que oscila entre 2 y 3% que permite estabilizar de manera parcial la fase tetragonal (policristalina). Este nace como una alternativa a la cerámica policristalina alúmina, utilizado principalmente para coronas dentosoportadas, prótesis parciales fijas, pilares sobre implantes, implantes, Brackets y postes para retenedores intraradiculares de dientes endodónticamente tratados (22).

La primera generación de zirconio (tipo I) se usaba por sus altas propiedades mecánicas, pero tenía un color blanco opaco que no permitía el paso de la luz disminuyendo sus propiedades ópticas. En consecuencia, la baja traslucidez (ver Imagen1) dejó de ser satisfactoria para los pacientes restringiendo su uso como material monolítico, obligando al clínico a necesitar una interfaz de técnica de revestimiento. Actualmente, el zirconio tipo I es de difícil adquisición y se recomienda como estructura para revestimiento (20).

Debido a las múltiples fallas (chipping y la delaminación) de los materiales de revestimiento, y asegurar el zirconio como un material monolítico se buscó mejorar específicamente las propiedades ópticas. En consecuencia, se modificó primero realizando un cambio en la temperatura de la sinterización, llevando el zirconio hasta  $1600^\circ\text{C}$ , sin embargo, esta modificación ocasionó una pérdida de resistencia, por lo que, se establecieron otras alternativas, consolidándose así la segunda generación de zirconio (tipo II)(23).

En 2013 se introdujo una segunda generación de zirconio (3Y-TZP) con un mayor número y tamaño de grano del óxido de aluminio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) esto produjo una reubicación de la estructura del zirconio mejorando las propiedades ópticas de traslucidez. Por otro lado, Kulijirarnat et al, señaló que, la segunda generación de óxido de zirconio sigue presentando una resistencia flexural comparable a la primera generación de 1200 MPA (4).

El zirconio tipo II (3Y-TZP), mantiene las propiedades mecánicas del zirconio tipo I, como el fenómeno de endurecimiento que aportaba una alta resistencia a la fractura en fase tetragonal. No obstante, se disminuyó el número y tamaño del grano del óxido de aluminio adicionado en la superficie externa del zirconio, mejorando el índice de refracción del material, dando un mejor color, aun así, sin lograr la mimetización requerida por los estándares estéticos (20) (23).

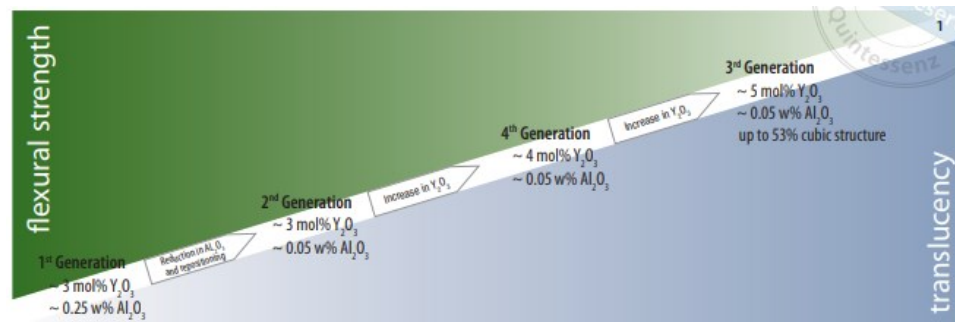


Figura 1: Generaciones del zirconio

Tomado de: Güth J-F, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A. Zirconia and its novel compositions: ¿What do clinicians need to know? Quintessence International [Internet]. 2019 Jul [cited 2024 May];50(7):512–20.

Hoy en día el zirconio es ampliamente utilizado en la odontología debido a su evolución, que permitió que sus propiedades ópticas mejoraran notablemente sin dejar de lado su alta resistencia, así como se puede ver en la imagen 1. En la primera generación había 3 moles de itrio y 0,25 de óxido de aluminio con alta resistencia, pero baja traslucidez, para mejorar las propiedades ópticas aumentando el contenido de óxido de aluminio se introduce la generación tipo II, pero no era satisfactoria, por lo que se modificó la cantidad de itrio, apareciendo la tercera generación del zirconio. El zirconio muestra datos clínicos con tasas de supervivencia del 98,2 % y una tasa de éxito del 92 % después de 10 años (4) (21) (24).

## **5. MARCO TEÓRICO**

### **Generalidades del Zirconio**

En el grupo de las cerámicas policristalinas se encuentra el Zirconio con alta resistencia flexural y alta resistencia a la fractura, esta cerámica es utilizada en los laboratorios dentales desde hace más de 15 años como muñón o como alternativa de rehabilitación oral de coronas o prótesis parcial fija (Schönhoff LM, 2021) (12).

El Zirconio es una cerámica métalo-estable que existe en 3 fases cristalinas: monoclinica, tetragonal y cúbica, se encuentra en una temperatura ambiente en su fase monoclinica. El zirconio usado en odontología es tetragonal estabilizado con itrio con 3% en moles (3Y-TZP), el cual tiene la capacidad de detener una grieta mediante el endurecimiento de este. (Kelly et al 2008). La desventaja de la primera generación de zirconio (3Y-TZP) es su falta de translucidez, una fuente de opacidad del zirconio dental es la presencia de alúmina. La Alúmina es añadida como una ayuda de sinterización para ayudar a prevenir la formación de poros cuando se coloca Zirconio en estado verde en el horno, la alúmina también ayuda a estabilizar el zirconio tetragonal(25).

La segunda generación de 3Y-TZP utilizada en odontología, redujo el contenido de alúmina de 0.25% en peso a 0.05%, haciéndolo más translúcido, sin embargo, es más susceptible a la degradación a baja temperatura debido a que hay menos alúmina para estabilizar la fase tetragonal (4). La fase cúbica del zirconio es isotrópica en diferentes direcciones cristalográficas, lo que disminuye la dispersión de la luz y da como resultado, que el zirconio parezca más translúcido (26). El zirconio estabilizado en su fase cúbica no se transforma a temperatura ambiente por lo tanto no sufrirá transformación de endurecimiento o degradación a baja temperatura, en otras palabras, tiene propiedades mecánicas reducidas, pero no se transformará con el tiempo (26).

### **Generaciones de Zirconio, resistencia al desgaste y translucidez:**

Primera generación: La primera generación de zirconio se introdujo en la odontología hace más de dos décadas como policristales de zirconio tetragonal estabilizado con itria (Y-TZP). Contiene 3% mol de itria con al menos 90 por ciento de zirconio tetragonal, lo que le da su nombre, 3Y-TZP. A pesar de las propiedades mecánicas superiores con una resistencia a la flexión de más de 1000 Mpa, esta generación de zirconio tiene características opacas que limitan su uso en áreas estéticas. Se intentó alterar el protocolo de sinterización para mejorar la translucidez(4).

Para evaluar una muestra homogénea se obtuvieron cuarenta ocho preparaciones de pilares de primer molar inferior derecho, el diseño, elaboración y fabricación se realizaron en el mismo equipo para su estandarización y comparación monolítica requieren una naturaleza menos invasiva, reducción de dientes y menos tiempo de laboratorio y costo de fabricación. Sin embargo, la composición principal sigue siendo un 3 % mol de itria con al menos un 90 % de circonio tetragonal. Se logró una mejor translucidez mediante la reducción del contenido de aditivo de alúmina de 0,25% a 0,05% en peso. La alúmina tiene un gran desajuste en el índice de refracción con el circonio, lo que conduce a la dispersión de la luz y disminuye la translucidez del circonio. Una reducción en el contenido de alúmina, así como el reordenamiento de la molécula de alúmina, permite una mayor transmisión de luz. Estos cambios dieron lugar a la segunda generación de circonio dental. Todavía exhibe una resistencia a la flexión comparable a la primera generación a 1000 Mpa, diez veces mayor que la porcelana de recubrimiento, sin poner en peligro la estabilidad y la resistencia del circonio (4) (11).

Tercera generación: La tercera y última generación de circonio exhibe una estructura cristalina modificada que contiene mayores porcentajes de fase cúbica en busca de una translucidez aún mayor. El circonio “altamente translúcida” o “ultra translúcida” se refiere a esta generación específica. El aumento del contenido de itria al 4% y al 5% en moles resulta en una mayor fase cúbica no transformable y una menor fase tetragonal, lo que aumenta la translucidez. Análisis elemental a través de difracción de rayos X (XRD) por Zhang et al., reveló alrededor del 40% y el 60% del contenido de la fase cúbica en 4Y- y 5Y-TZP que presento las características mecánicas de la tabla 1, respectivamente. Otros estudios también informan una mayor cantidad de fase cúbica de hasta un 53 % en este circonio de tercera generación (5Y-TZP) (4) (11).

| <b>Materials</b>        | <b>Density<br/>(g/cm<sup>3</sup>)</b> | <b>Young's<br/>Modulus<br/>(GPa)</b> | <b>Vickers<br/>Hardness<br/>(GPa)</b> | <b>Fracture<br/>Toughness<br/>(MPa.m<sup>1/2</sup>)</b> |
|-------------------------|---------------------------------------|--------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------------------------|
| <b>Zirconia (Y-TZP)</b> | 6.02                                  | 200                                  | 12.5                                  | 13                                                      |

Tabla 1: Características del circonio

Tomado de: Chew Wai Jin K, Minggat MMAM, Singh R. Sintered Properties of Stainless Steel-doped Y-TZP Ceramics. In: MATEC Web of Conferences. EDP Sciences; 2018.

En conclusión, la evolución del circonio para el uso de restauraciones dentales como se muestra en la imagen 1 con enfoque en las diferentes generaciones, destaca el potencial de este material para la fabricación de restauraciones estéticas y de alta calidad. El circonio monolítico es factible y proporciona ciertas ventajas. En particular, en cuanto al desarrollo de la tercera generación de circonio, se mejoran las propiedades ópticas, incluso si los datos actuales sobre las propiedades mecánicas son escasos (4) (11).

## **Resistencia al desgaste de Zirconio**

Estudios realizados sobre materiales de restauración dental han indicado que los materiales con alta resistencia la fractura muestra un desgaste mínimo del material o del antagonista. La microscopía electrónica de barrido de zirconio también revela una estructura de grano estrechamente unida que resiste la degradación de la superficie. Por otro lado, la degradación a baja temperatura que induce la rugosidad de la superficie y la formación de grietas debajo de la superficie es menor en el zirconio cúbico que en las composiciones de zirconio estabilizado. En consecuencia, esto podría afectar el desgaste de los materiales (11).

En relación con la translucidez Stawarczyk et al (2017), presentan recomendaciones relevantes para la práctica para diferentes áreas de uso clínico de las generaciones de zirconio junto con consejos sobre cómo procesarlos adecuadamente (4)(12). el zirconio de segunda generación es usado para prótesis fijas extensas por su alta resistencia y módulo de elasticidad(12).

## **Resistencia compresiva**

la resistencia a la compresión informa sobre la resistencia de un material contra la deformación, es decir, la resistencia a la compresión indica cuánta fuerza se requiere para romper una muestra de ensayo de un diámetro definido (14). Resistencia a la fractura: el estrés requerido para la falla de un material; representado por el trazo de una línea en una gráfica que compara la fuerza con el estrés, esta fuerza tiene que ser menor que la resistencia máxima del material (26).

La resistencia compresiva es una prueba que se utiliza frecuentemente. Los fabricantes dentales casi nunca reportan este dato, debido a la falta de pruebas con aplicabilidad clínica, ya que eso genera un costo adicional para prototipos que sostengan la rehabilitación. La resistencia a la compresión se considera un valor clave cuando se trata de la estabilidad de un material, como el óxido de zirconio. La relación entre la resistencia y la translucidez está estrechamente entrelazada en los materiales de cerámica de óxido disponibles. Según las generaciones de zirconio ya antes mencionadas se podría concluir que, a mayor traslucidez, menor es la resistencia a la compresión y viceversa (2).

## **Maquinado CAD-CAM del zirconio**

Los bloques son producidos por presión isostática, dejando pequeños espacios entre las partículas compactadas de 20-30 Nm. El bloque finalmente se termina con el proceso de pre-sinterizado, donde se elimina el aglutinante y se le dan las

características mecánicas ideales para el maquinado, determinadas por el fabricante. Las temperaturas utilizadas durante este proceso deben ser bien controladas, porque si se utiliza una tasa de ascenso rápido se pueden generar fracturas en el bloque; idealmente se prefieren tasas de ascenso lento de la temperatura por lo tanto La resistencia a la flexión inicial de este material se sitúa alrededor de 1.000 Mpa, mientras que su resistencia a la carga permanente al cabo de varios años de carga alternante en un fresado en húmedo desciende hasta 500 Mpa aproximadamente, de modo que incluso después de un periodo de uso prolongado se conserva una resistencia suficientemente elevada, incluso para puentes de varias piezas (17).

La elaboración de una corona de zirconio implica un proceso meticuloso. Comienza con la toma de impresiones dentales para crear un modelo preciso, estas impresiones pueden ser análogas o digitales, posteriormente se realiza un diseño digital asistido por ordenador (CAD), donde se define la forma y tamaño de la corona. Luego, mediante fresado asistido por ordenador (CAM), se esculpe la corona a partir de un bloque sólido de zirconio, antes de someterla a un proceso de sinterización. Durante la sinterización, la corona se calienta a una temperatura extremadamente alta para compactar y fusionar las partículas de zirconio, aumentando así su resistencia y durabilidad. Tras el acabado y ajuste, la corona puede ser opcionalmente coloreada para una apariencia natural. Finalmente, se cementa de forma permanente sobre el diente preparado del paciente, asegurando un ajuste preciso y duradero. Cada paso se realiza con atención al detalle para garantizar la calidad y funcionalidad de la corona dental (2) (9) (14)

### **Sinterización del zirconio**

El zirconio es sometido a diferentes temperaturas pueden generar cambios estructurales en sus propiedades mecánicas y ópticas, por esto el óxido de zirconio ( $ZrO_2$ ) y los cristales de dióxido de zirconio están dispuestos en células cristalizadas que se pueden categorizar en tres fases de cristalización (2) (9).

Las fases son, fase monoclinica (M) en forma de prismas deformados con forma de paralelepípedo, 2. Fase Tetragonal (T) en forma de prismas rectos y lados rectangulares, 3.Fase cubica © en forma de prismas rectos de lados cuadrados, el zirconio tiene una capacidad fundamental de ser alotrópica es decir mientras el cambio de temperatura va a cambiar sus propiedades físico-mecánicas y optimas por lo tanto la literatura reporta que la fase monoclinica (M) se encuentra a temperatura que oscilan los 1170°C por lo tanto presenta un bajo rendimiento mecánico, mientras se aumenta la temperatura se encuentra la fase tetragonal (T) entre los 1170 °C y 2370°C esta fase mejorara las propiedades mecánicas pero se disminuyen las capacidades ópticas de la zirconio (2) (9).



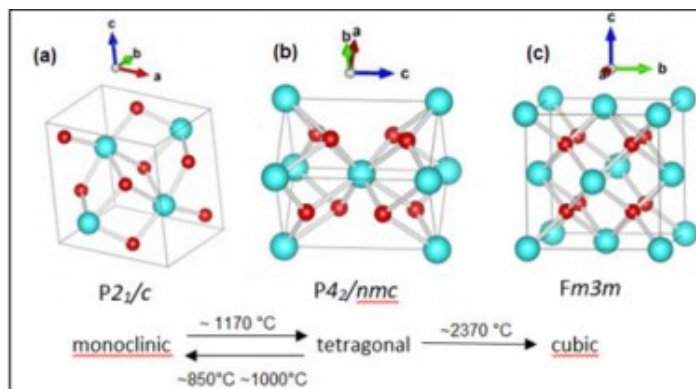


Figura 2: Fases cristalinas del zirconio  
Tomado de: . Imanova GT, Kaya M. Modern Approaches on Material Science Structural Analysis of Nanoparticle Zirconium Dioxide: A Comprehensive Review Crystal Structure Of Nano-Zro 2 (References From Articles Of World Scientists). 2021;

En los últimos años desde la invención del zirconio se está buscando nuevas viabilidades estéticas para cerámicas odontológicas, actualmente se sigue buscando el estudio de la fase cubica © entre los 2740°C y disminuye mientras ocurre el enfriamiento por lo tanto en esta fase se encuentra el Óxido de itrio (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) cada generación descrita anteriormente posee una adición de óxidos diferentes de itrio que le brindara capacidades ópticas del zirconio, por ello podemos concluir que la fase cubica brindara traslucides pero no resistencia mecánica y el óxido de sílice de zirconio ubicado en la fase tetragonal parcialmente estabilizada brindara propiedades mecánicas (4)(12).

La estructura molecular está compuesta por granos finos totalmente tetragonales al 100% metaestables (Y-TZP) tras la adición de 2 a 3% mol de óxido de itrio (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) como a gente estabilizante, esta reacción (Y-TZP) muestra propiedades fundamentales excepcionales para las ciencias biomédicas, como su dureza, resistencia a la fractura y desgaste, buen comportamiento a la fricción, aislamiento eléctrico, baja conductividad térmica, resistencia a la corrosión en ácidos y alcalinos, y módulo de elasticidad comparables al acero (4)(12).

La forma monoclinica es estable a temperatura ambiente y hasta los 1.170 0 C; por encima de esta temperatura, se transforma en la fase tetragonal, más densa, con una reducción de volumen del 5%.3 La fase tetragonal es estable entre 1.170 y 2.370 0 C y, por encima de dicha temperatura, adquiere una forma cristalina cúbica a temperatura ambiente, El zirconio metaestable tetragonal sólo existe en forma de partículas inferiores a 30 nm. Durante el enfriamiento, se produce una transformación T-M en un rango de temperaturas entre 670 y 1.070 0 C, seguida por una expansión de volumen de entre el 3 y el 4%, aproximadamente. Esta fase de transformación genera tensiones que se traducen en formación de grietas (26).

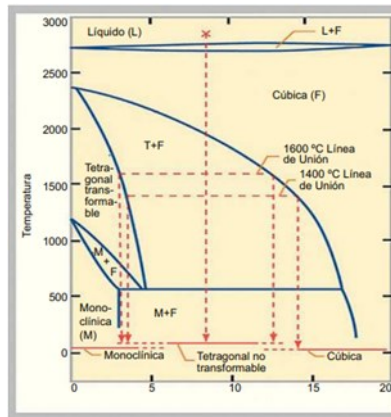


Figura 3: Cambio de fases del zirconio según temperatura

Tomado de: . Strub JR. Article in European journal of esthetic dentistry : official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry [Internet]. 2009. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/26717854>

### Bloques de zirconio altamente sinterizados:

Los bloques son sinterizados por debajo de 1.500 °C hasta alcanzar el 95% de densidad. Luego son procesados por presión isostática a temperaturas entre 1.400 y 1.500 °C, el material finalmente alcanza 99% de densidad con este tratamiento. Los bloques son maquinados por sistemas especiales que sufren mayor desgaste debido a la alta resistencia del material. Después del maquinado la estructura sufre algún grado de transformación de fase, por lo que requiere otro proceso de sinterizado para eliminar la tensión residual y posible falla del material, por lo tanto, se requiere utilizar un fresado en seco del material (26).

## **6. OBJETIVOS**

### **6.1 OBJETIVO GENERAL**

- Determinar dentro de las casas comerciales disponibles en Colombia cual presenta la mayor resistencia compresiva de Zirconio tipo II en coronas de molares individuales inferiores.

### **6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Identificar la resistencia compresiva de coronas de molares inferiores de zirconio tipo II de cada una de las casas comerciales Upcera®, Aidite® y Sagemax® por medio de una prueba con una máquina de ensayos universal (Instron)
2. Comparar la resistencia compresiva de coronas de molares inferiores de zirconio tipo II de las casas Upcera®, Aidite® y Sagemax®.

## **7. ASPECTOS METODOLÓGICOS**

### **7.1 Tipo de Estudio**

Estudio *In-vitro*

### **7.2 Objeto de Estudio**

Resistencia compresiva

### **7.3 Material Objeto de Estudio**

Zirconio tipo II (3YTZP)

### **7.4 Unidad de observación**

Coronas individuales de molares inferiores

## 8. CARACTERISTICAS DE LA MUESTRA

### 8.1 TAMAÑO DE MUESTRA:

Se calculó mediante la búsqueda de literatura similar donde se reporta cómo se realizó la prueba de resistencia compresiva a en zirconio tipo II.

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      |                             |                                         |
|---------------------------------|-----------------------------|-----------------------------------------|
| <b>Input</b>                    |                             |                                         |
| Effect Size                     | 0.6                         |                                         |
| Power                           | 0.8                         |                                         |
| # of Groups                     | 3                           |                                         |
| Alpha                           | 0.05                        |                                         |
| # of Iterations                 | 1000                        |                                         |
| <b>Effect type</b>              |                             |                                         |
| <input type="radio"/> Cohen's f | <input type="radio"/> RMSSE | <input checked="" type="radio"/> Eta-sq |
| <b>Output</b>                   |                             |                                         |
| Noncentrality                   | 22.5                        |                                         |
| Critical value                  | 3.885293834652              |                                         |
| Sample Size                     | 15                          |                                         |
| Actual Power                    | 0.968292059688              |                                         |

Figura 4 : Calculo de tamaño de muestra, realizado en Excel software real Statistics V9

El tamaño de muestra y su división queda de la siguiente manera:

|                 |                                             |
|-----------------|---------------------------------------------|
| Grupo 1<br>(n1) | 16 muestras de zirconio tipo II de Aidite®  |
| Grupo 2<br>(n2) | 16 muestras de zirconio tipo II de Sagemax® |
| Grupo 3<br>(n3) | 16 muestras de zirconio tipo II a Upcera®   |

Tabla 2: Tamaño de muestra por grupo

**Tabla3:** Composición de los discos de zirconio utilizados

| Marca            | Referencia      | Composición                                                                                                                                     |
|------------------|-----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Aidite® 3Y- TZP  | SuperfectZir ST | 95% ZrO <sub>2</sub> +HfO <sub>2</sub><br>5% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub><br><1% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>                                |
| Upcera ® 3Y- TZP | ST White        | 99% ZrO <sub>2</sub> +HfO <sub>2</sub><br>4.5% - 6% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub><br><0.5% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub><br><0.5% otros óxidos |
| Sagemax® 3Y- TZP | NexxZr T        | ≥ 89% ZrO <sub>2</sub> + ≤0.5% HfO <sub>2</sub><br>> 4.0-≤7.0% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub><br>4-6% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>             |

**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

### **Aidite®**

#### SuperfectZir ST

La corona completa de circonio Aidite SuperfectZir Zirconio Blocks ST con artesanía innovadora tiene una buena calidad. Esta corona completamente de cerámica ahorra tiempo y reduce costos con restauraciones notables. La translucidez superior y la gama de tonos disponibles confieren la característica estética a las restauraciones (28).

#### Indicaciones:

- Inlay
- Prótesis parcial fija múltiple dentosoportada
- Corona completa
- Prótesis parcial fija múltiple implantoportada
- Corona atornillada (28).



Figura 5: Disco de Zirconio tipo II SuperfectZir de Aidite

Tomado de: AIDITE%20Product%20catalogue.pdf (accessed April 9, 2024). de <https://www.aidite.com/homePage.html>

|                          |                                         |
|--------------------------|-----------------------------------------|
| Color                    | Blanco                                  |
| Estético                 | Translucidez super alta                 |
| Densidad sinterizada     | $\geq 6.0 \text{ g/cm}^3$               |
| Resistencia a la flexión | $\geq 900 \text{ Mpa}$                  |
| Tenacidad a la fractura  | $5 \text{ Mpa m}^{0.5}$                 |
| Dureza                   | 1250                                    |
| Indicaciones             | Corona completa<br>Coronas atornilladas |

Tabla 4: Disco de Zirconio tipo II SuperfectZir de Aidite

Tomado de: AIDITE%20Product%20catalogue.pdf (accessed April 9, 2024). de <https://www.aidite.com/homePage.html>

## Upcera®

### Upcera ST White

Incoloro, traslucido de  $\text{ZrO}_2$  tetragonal estabilizado con óxido de itrio. Para la fabricación de restauraciones muy resistentes y completamente anatómicas que irradian una mayor vitalidad. Producto sanitario de clase IIA (30).

#### Indicaciones:

- Coronas anteriores y posteriores completamente anatómicas;

- Puentes múltiples completamente anatómicos para dientes anteriores y posteriores;
- Puentes inlay;
- Puentes Maryland;(30)



Figura : Disco de Zirconio tipo II ST White Upcera  
Tomado de UpCera-zirconia%20(6).pdf. <https://dental.upcera.com/>

|                                                                         |                                   |
|-------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------|
| Resistencia flexural                                                    | 1200 Mpa                          |
| Translucidez                                                            | 43%                               |
| Densidad después de sinterización                                       | 6,08+0,01 g/cm                    |
| CTE (25.500°C)                                                          | (10.5±1.0) x10-6K-1               |
| Contenido de fase monoclinica de superficie de envejecimiento acelerado | 15%                               |
| Solubilidad química después de la sinterización                         | <100µg/cm2                        |
| Radioactividad                                                          | <0.1Bq/g                          |
| Temperatura de sinterización                                            | 1400-1580°C recomendado<br>1530°C |
| Composición química                                                     | 3YTZP                             |
| ZrO2 + HfO2 + Y2O3                                                      | >99%                              |
| Y2O                                                                     | 4.5%-6%                           |
| Al2O3                                                                   | <0.5%                             |
| Otros óxidos                                                            | <0.5%                             |

Tabla 5: ficha técnica Zirconio tipo II ST White Upcera  
Tomado de UpCera-zirconia%20(6).pdf. <https://dental.upcera.com/>

## Sagemax®

### NexxZrT

NexxZr T es un óxido de circonio para uso dental (3Y-TZP) con una resistencia a la flexión muy elevada (1270 Mpa) y una translucidez media (42 %) (“NexxZr T | Sagemax®”)



Esta combinación permite una variedad máxima de indicaciones para la fabricación de restauraciones monolíticas o anatómicamente reducidas de una sola pieza o de puentes de varias piezas. La calidad del material blando de los discos influye positivamente en la vida útil de las herramientas de fresado y garantiza una separación y un posprocesamiento sin esfuerzo. (“NexxZr T | Sagemax®”) Gracias a estas propiedades, NexxZr T proporciona una ventaja económica para los usuarios en el laboratorio (31).



Imagen 7: Disco de Zirconio tipo II NexxZr T Sagemax  
Tomado de /NexxZr\_Zirconia-Portfolio\_ES\_REV1%20(002).pdf Tomado de <https://sagemax.com/es/>

|                                                               |                                                                                                                                                      |
|---------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Tenacidad a la fractura (Mpa*m1/2)                            | ≥ 5,0                                                                                                                                                |
| Translucidez                                                  | 42%                                                                                                                                                  |
| Expansión térmica lineal /CTE<br>(25-500°C) [10 <sup>-6</sup> | 10.6± 0.5                                                                                                                                            |
| Tipo/ clase                                                   | Tipo II<br>Clase 5                                                                                                                                   |
| Indicaciones                                                  | <ul style="list-style-type: none"> <li>o Restauraciones de una sola unidad</li> <li>o PPF de 3 unidades</li> <li>o PPF de varias unidades</li> </ul> |
| Técnicas de procesamiento                                     | Técnica de infiltración<br>Técnica de estratificación<br>(CTE cerámica < 10.1x 10 <sup>-6</sup> /k)                                                  |
| Color                                                         | White /16 A-D                                                                                                                                        |
| Tamaño                                                        | W-98, Z-95                                                                                                                                           |
| Espesores                                                     | 10,12,14,16,18,20,22,25 30 mm                                                                                                                        |

Tabla 6: Ficha técnica Zirconio tipo II NexxZr T sagemax  
Tomado de /NexxZr\_Zirconia-Portfolio\_ES\_REV1%20(002).pdf Tomado de <https://sagemax.com/es/>

## **HIPÓTESIS**

- Hipótesis nula (H0): No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia compresiva de las coronas de molares inferiores de zirconio tipo II entre las tres casas comerciales.
- Hipótesis alterna (H1): Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia compresiva de las coronas de molares inferiores de zirconio tipo II entre las tres casas comerciales.

## **8.2 CRITERIOS DE SELECCIÓN**

### **8.2.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN:**

- Coronas monolíticas con anatomía de diente 46 elaboradas con Zirconio tipo II de las casas comerciales Upcera®, Sagemax® y Aidite®.
- Coronas con adecuado proceso de Sinterizado.

### **8.2.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:**

- Muestras que no hayan completado un adecuado proceso de sinterizado.
- Muestras que no cumplan con las medidas previamente citadas.
- Muestras que presenten algún defecto estructural evidente previo a las pruebas o falta de adaptación al prototipo.

### 8.3 PROCEDIMIENTO

Esta guía presenta la producción de un modelo alveolar digital que sirva como referencia en la elaboración de corona completa para la ejecución de estudios *In-Vitro* que permitan conocer las diferentes propiedades mecánicas, como la resistencia compresiva, de los materiales restauradores.

1. Se diseñó un modelo tipo Geller o modelo alveolar digital con impresión 3D de un molar inferior (46) en su respectivo sextante en el software Exocad-DentalCad3.0 Galway; este modelo consta de un diseño individual de molar inferior, el alveolo donde se introduce el molar inferior y sus respectivos dientes adyacentes en este caso 44, 45 y 47

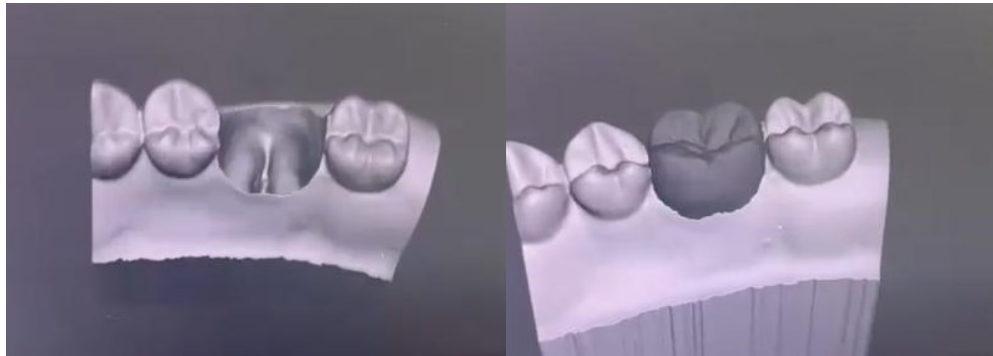


Imagen 8: Diseño de modelo Geller con en el software ExoCad3.0 Galway

2. Del modelo Geller 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
3. Posterior a la impresión, los molares no ajustaban a su alveolo porque su impresión se realizó por separado, por lo que se tallo en el alveolo para lograr un ajuste perfecto.



Imagen 9: Adaptación de molar en alveolo

4. Se realizaron dos matrices con silicona de adición pesada elite HD Zhermack de los modelos adaptados en sus alveolos, una que fue cortada en sentido vestibulo lingual y la segunda en sentido meso distal. Estas matrices se realizaron para guiar la preparación de los molares en su respectivo modelo.

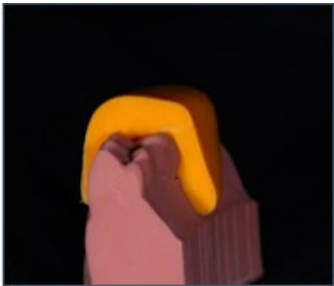


Imagen 10: asentamiento de matriz de silicona en modelo

5. Las dimensiones de la preparación consideradas fueron acordes a las indicaciones de diferentes casas comerciales, así: 1mm por cada superficie del molar, realizando bordes biselados sin ángulos. El proceso de preparación fue realizado por 2 operadores con asignación de 5 modelos cada uno

| Casa comercial | Grosor Recomendado                                                        |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------|
| Sagemax®       | 0.6 mm grosor mínimo de material todas las superficies                    |
| Upcera®        | 0.8 a 1.0 mm en todas las superficies                                     |
| Aidite®        | Oclusal 1.0-1.5mm<br>Vestibular y lingual: 0.8-1.0mm<br>Chamfer 0.7-1.0mm |

Tabla 6: Espesores recomendados para cada casa comercial

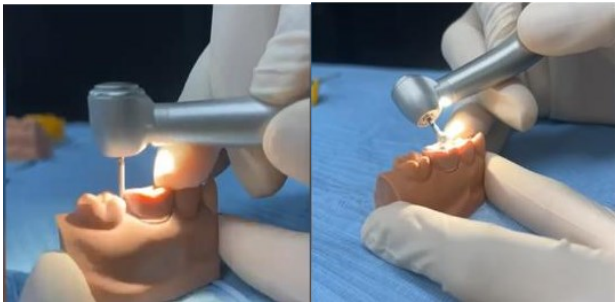


Imagen 12: Preparación de molar

6. Terminadas las preparaciones, se eligieron dos que cumplieran con las indicaciones, la selección se realizó de manera aleatoria, donde el operador Gold estándar mediante enmascaramiento, selecciono la mejor preparación de la siguiente manera: se separaron en diferentes contenedores las 5 preparaciones de cada operador y se les dio una asignación de letra aleatoria, luego se entregaron los contenedores al Gold estándar, que selecciono una preparación que cumplió con las especificaciones descritas.

7. Posterior a la elección de las dos preparaciones, se realiza un escaneo de las preparaciones en el escáner de InEos X5 de Sirona Software de CAD InLab 22.0, con el fin de evaluar e identificar puntos discontinuos o bordes agudos y luego se realizó la respectiva corrección y pulido.



Imagen 13: Escaneo de preparación      Imagen 14: Revisión de preparaciones en software CAD

8. Continuando con el proceso, los dos archivos STL se muestran al Gold estándar y junto con los operadores se evalúa la continuidad de la línea terminal y pulido para realizar la última selección.

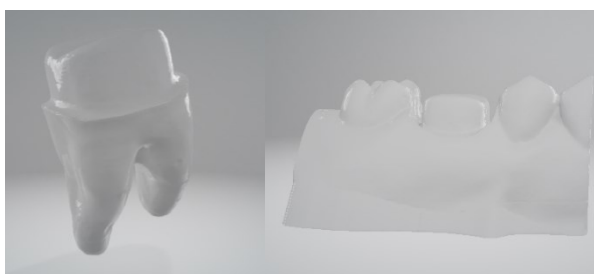


Imagen 15: Escaneo de preparación elegida junto con modelo

9. Al seleccionar la preparación más indicada, se vuelve a escanear, con su respectiva raíz y en su sextante, en el escáner de InEos X5 de Sirona Software de CAD InLab 22.0, creando el archivo STL final estandarizado para ser impreso las veces que sea necesario con el fin de contribuir en la elaboración de coronas completas que serán sometidas a fuerzas compresivas en la realización de diferentes estudios de Investigación.



Imagen 16: Impresión y fotocurado N=48

10. Posteriormente se realizó un diseño para corona de diente 46 en software EXOCAD 3.0 Galway dejando un espesor de cemento de 25micras, el diseño se exporto a un archivo STL para su posterior impresión y fresado.



Imagen 17: Diseño de corona para molar inferior derecho

11. Se realizo una impresión de la corona elaborada en impresora 3D de resina de alta precisión AccuFab-L4K de Shining 3D para verificar pasividad y adaptación, esto con el fin de realizar una prueba previa al fresado



Imagen 18: impresión y verificación de adaptación de corona en prototipo

12. Aprobado el diseño realizado de la corona, serán ubicados en los discos de zirconio tipo II para su posterior fresado, en total 18 coronas por disco con los siguientes espesores:

| Marca    | Dimensiones |
|----------|-------------|
| Upcera®  | 98*20m.m.   |
| Sagemax® | 98*16m.m.   |
| Aidite®  | 98*16m.m.   |

Tabla 7: Dimensiones de cada uno de los discos utilizados en el estudio

13. Por medio del software CAD, se ubicó el diseño en cada uno de los discos, se posicionan 17 coronas por cada disco, en caso de alguna falla y/o error el fresado de realiza en fresadora Upcera® A51 que es una fresadora en seco de 5 ejes.





Imagen 19: Colocación de discos en fresadora

14. Al haber terminado el fresado de los tres zirconios se realiza el corte y pulido de las coronas, esto fue realizado con pimpollos cilíndricos para zirconio.



Imagen 20: Liberación de coronas de los discos

15. Se sinterizaron las coronas a una temperatura de 1530°C en un horno de sinterización Zyrcomat T de vita



Imagen 21: Sinterizado de Zirconio a 1530°

16. Posterior a eso se realizó cementado de coronas con un cemento resinoso dual, DualForcé de maqüira® con un espesor previamente calibrado en el diseño de

25micras, el cemento se coloca en la corona y posteriormente se adapta al prototipo, se fotopolimeriza durante 5 segundos con lampara de fotocurado Valo, se retiraron lo excesos y se terminó la fotopolimerización durante 20 segundos.



Imagen 22: Cementación de coronas en prototipo

17. Se realizó un encofrado, inicialmente se realizó una matriz de 2 cubos de 2cm\*2cm, esta matriz se realizó con silicona pesada de adición pesada elite HD Zhermack

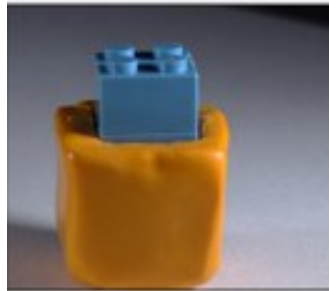


Imagen 23: Elaboración de matriz en silicona

18. Continuando con el proceso de encofrado, se dejó el cubo inferior y la parte superior se rellenó con acrílico autopolimerizable de Veracril en estado plástico, al modelo dental se le coloca una capa de silicona ultraliviana de Zhermack calibrada con silicona de revestimiento, buscado un grosor de 0.5mm, posterior a eso se colocó el molar en el acrílico y se espera a su polimerización



Imagen 24: Revestimiento con silicona

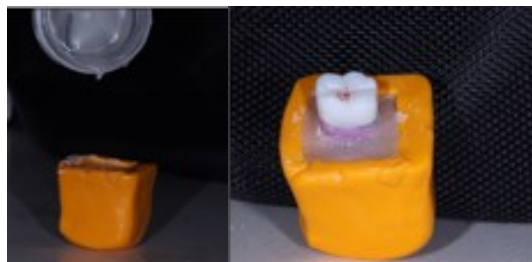


Imagen 25: Encofrado de molar



19. Terminado el encofrado se retiró el modelo de la matriz de silicona y se pulió elacrílico con pimpollos de pulir y se brilla con emulsión jota, para la posterior realización de la prueba.



Imagen 26: Encofrado finalizado

20. se realizó la prueba de resistencia compresiva, la prueba se realizó con una máquina de ensayos universales de marca Instron® de referencia 3366, cada muestra se cargó verticalmente sobre la superficie oclusal a una velocidad de cruceta de 0,5 mm/m.

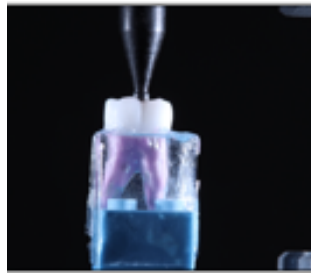


Imagen 27: Prueba de resistencia compresiva

#### 8.4 OPERANIZACION DE VARIABLES

**Variable dependiente:** Resistencia compresiva

**Variable independiente:** Zirconio tipo II

##### 8.4.1 TABLA DE OPERANIZACION DE VARIABLES

| Variab<br>le                      | Definición                                                                       | Nature<br>za                  | Tipo de<br>variable | Operaci<br>onalizac<br>ión | Escala<br>de<br>medició<br>n | Instrumento<br>de<br>recolección      |
|-----------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------|---------------------|----------------------------|------------------------------|---------------------------------------|
| Resist<br>encia<br>compr<br>esiva | Capacidad<br>de un<br>material de<br>resistir una<br>fuerza hasta<br>fracturarse | Cuantitat<br>iva,<br>continua | Dependie<br>nte     | Newtons<br>(N)             | Ordinal                      | Máquina de<br>estudios<br>universales |

|                          |                                                                                                              |                       |               |                                    |         |                       |
|--------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|---------------|------------------------------------|---------|-----------------------|
| Zirconio<br>o tipo<br>II | Zirconio con<br>3 moles de<br>itrio y 0.25<br>contenido<br>de alúmina.<br>Utilizado<br>para<br>prótesis fija | Nominal<br>dicotómica | Independiente | Upcera®<br>Aidite®<br>Sagema<br>x® | Nominal | Disco de cada<br>caso |
|--------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|---------------|------------------------------------|---------|-----------------------|

Tabla 8: Operalización de variables

## 8.5 ASPECTOS ÉTICOS

No aplica por ser un estudio in-vitro

## 8.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Las pruebas estadísticas se llevaron a cabo con el software Real Statistics V.9, realizando primero un análisis exploratorio de datos, posteriormente, una prueba de D'Agostino, la cual se utiliza para observar la distribución de normalidad de los datos, al comprobar que los datos presentaban una distribución normal, se procedió a realizar una prueba Anova para la comparación de los datos entre las tres casas comerciales e identificar si existían diferencias estadísticamente significativas.

## 9. RESULTADOS

Fueron seleccionadas un total de 48 coronas las cuales estaban divididas en tres grupos: Grupo 1: Aidite® (n=16), Grupo 2: Upcera® (n=16) y Grupo 3: Sagemax® (n=16).

Los valores obtenidos fueron expresados en Newton de acuerdo con la fuerza ejercida sobre las coronas para obtener la resistencia media a la fractura del Zirconio Tipo II, los valores se presentan en la Tabla 1 y Figura 3, encontrándose la mayor resistencia media a la fractura en el grupo 1 (Aidite®) ( $1834,07 \pm 103,38$  N) seguido por el grupo 3 (Sagemax®) ( $1724,02 \pm 105,42$  N) y la de menor resistencia media a la fractura del grupo 2 (Upcera®) ( $1601,07 \pm 102,87$  N). No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

**Tabla 9:** Valores de fuerza aplicada al grupo 1 Aidite®

| <b>Muestra</b>                   | <b>Fuerza aplicada (N)</b> |
|----------------------------------|----------------------------|
| <b>1</b>                         | 1380,63501                 |
| <b>2</b>                         | 2127,27393                 |
| <b>3</b>                         | 1866,84424                 |
| <b>4</b>                         | 1692,44861                 |
| <b>5</b>                         | 1631,75171                 |
| <b>6</b>                         | 1940,84485                 |
| <b>7</b>                         | 1055,35217                 |
| <b>8</b>                         | 1252,0658                  |
| <b>9</b>                         | 1940,9585                  |
| <b>10</b>                        | 2230,43579                 |
| <b>11</b>                        | 2854,16357                 |
| <b>12</b>                        | 1865,64966                 |
| <b>13</b>                        | 1777,10156                 |
| <b>14</b>                        | 1935,60718                 |
| <b>15</b>                        | 2005,59888                 |
| <b>16</b>                        | 1788,40979                 |
| <b>Media</b>                     | 1834,071328                |
| <b>Mediana</b>                   | 1866,24695                 |
| <b>Máximo</b>                    | 2854,16357                 |
| <b>Mínimo</b>                    | 1055,35217                 |
| <b>DS</b>                        | 413,5495038                |
| <b>Coefficiente de variación</b> | 171023,192                 |

**N= newtons DS= Desviación estándar**

**Tabla 10:** Valores de fuerza aplicada al grupo 2 Upcera®

| <b>Muestra</b>                  | <b>Fuerza aplicada (N)</b> |
|---------------------------------|----------------------------|
| <b>1</b>                        | 1085,99719                 |
| <b>2</b>                        | 1667,98914                 |
| <b>3</b>                        | 2326,44995                 |
| <b>4</b>                        | 1710,84253                 |
| <b>5</b>                        | 1583,14148                 |
| <b>6</b>                        | 1250,91272                 |
| <b>7</b>                        | 1670,9939                  |
| <b>8</b>                        | 1383,16467                 |
| <b>9</b>                        | 813,19421                  |
| <b>10</b>                       | 1965,12366                 |
| <b>11</b>                       | 1959,84265                 |
| <b>12</b>                       | 1786,20178                 |
| <b>13</b>                       | 2071,30859                 |
| <b>14</b>                       | 1921,25464                 |
| <b>15</b>                       | 1135,12756                 |
| <b>16</b>                       | 1285,61047                 |
| <b>Media</b>                    | 1601,0722                  |
| <b>Mediana</b>                  | 1669,49152                 |
| <b>Máximo</b>                   | 2326,44995                 |
| <b>Mínimo</b>                   | 813,19421                  |
| <b>DS</b>                       | 411,488551                 |
| <b>Coeficiente de variación</b> | 169322,828                 |

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

**Tabla 11:** Valores de fuerza aplicada al grupo 3 Sagemax®

| <b>Muestra</b>                   | <b>Fuerza aplicada (N)</b> |
|----------------------------------|----------------------------|
| 1                                | 1432,61035                 |
| 2                                | 1684,13525                 |
| 3                                | 2040,40405                 |
| 4                                | 1963,80188                 |
| 5                                | 1353,53979                 |
| 6                                | 2205,13574                 |
| 7                                | 2255,38525                 |
| 8                                | 1127,37415                 |
| 9                                | 1450,73413                 |
| 10                               | 2079,20068                 |
| 11                               | 726,10205                  |
| 12                               | 1848,3429                  |
| 13                               | 1790,63391                 |
| 14                               | 1587,55066                 |
| 15                               | 2075,32764                 |
| 16                               | 1964,16956                 |
| <b>Media</b>                     | 1724,028                   |
| <b>Mediana</b>                   | 1819,48841                 |
| <b>Máximo</b>                    | 2255,38525                 |
| <b>Mínimo</b>                    | 726,10205                  |
| <b>DS</b>                        | 421,699174                 |
| <b>Coefficiente de variación</b> | 177830,193                 |

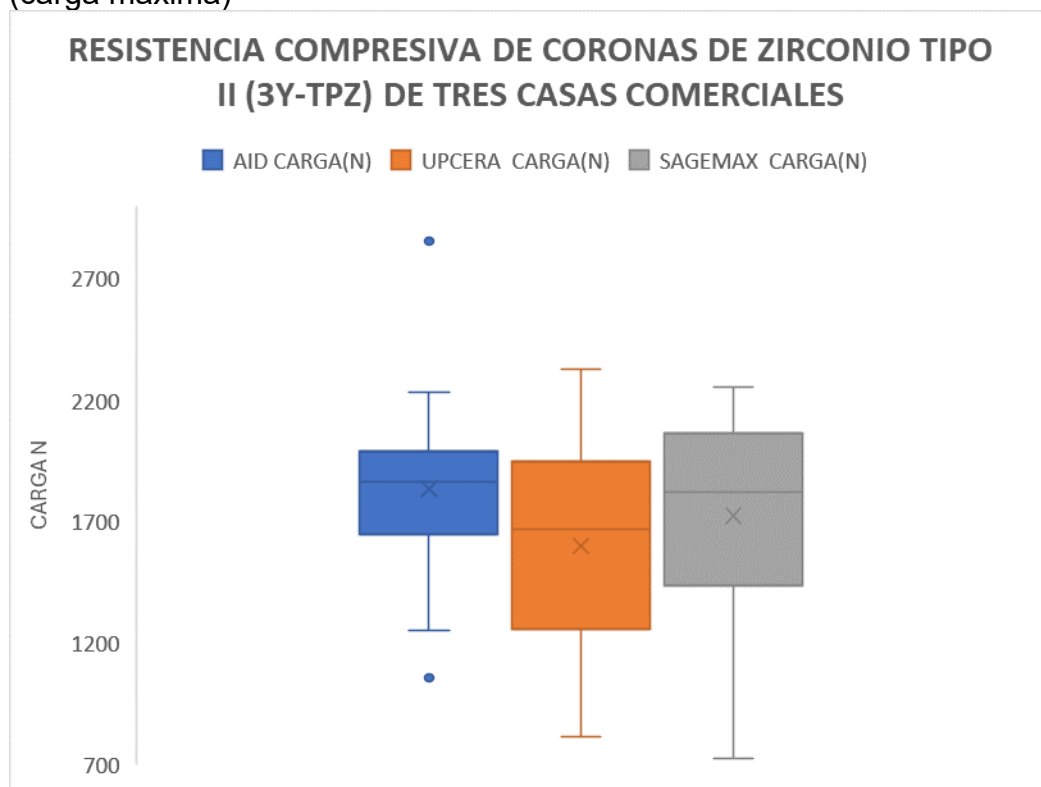
N= newtons **DS**= Desviación estándar

**Tabla 12.** Resultados descriptivos de los materiales.

|                                   | <b>Grupo 1<br/>Aidite®<br/>n=16</b> | <b>Grupo 2<br/>Upcera®<br/>n=16</b> | <b>Grupo 3<br/>Sagemax®<br/>n=16</b> |
|-----------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------------|
| <b>Resistencia Compresiva (N)</b> |                                     |                                     |                                      |
| <b>Promedio ± DS</b>              | 1.834,1 ± 103,4                     | 1601,1 ± 102,9                      | 1724,0 ± 105,4                       |
| <b>Mediana (min-max)</b>          | 1866,24 (1055, 35 – 2854,16)        | 1669, 49 (813,2-2326, 4)            | 1819, 5 (726,1-2255,4)               |
| <b>Valor p</b>                    | 0,2                                 | 0,8                                 | 0,2                                  |

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

**Figura 28:** Gráfica de caja de la 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 ( $p=0,29$ ) y dentro de los mismos (Tabla 12).

**Tabla 13** Análisis de Varianza

| <b>Sources</b>        | <b>SS</b>      | <b>df</b> | <b>MS</b>      | <b>F value</b> | <b>p value</b> |
|-----------------------|----------------|-----------|----------------|----------------|----------------|
| <i>Between Groups</i> | 434753,38<br>2 | 2         | 21737<br>6,691 | 1,2585102<br>5 | 0,29388305     |
| <i>Within Groups</i>  | 7772643,1<br>9 | 45        | 17272<br>5,404 |                |                |
| <i>Total</i>          | 8207396,5<br>7 | 47        | 17462<br>5,459 |                |                |

SS: Suma de los cuadrados; df: Grados de libertad; MS: Cuadrado medio

## 10. DISCUSION

Los fabricantes no dan valores de pruebas realizadas específicamente en coronas; en cambio, estas pruebas suelen realizarse en barras, lo que sabemos que no representa la situación clínica simulada. Las coronas totalmente cerámicas son un método de restauración común para un diente que ha perdido gran parte de su estructura dental. Con el auge e implementación de nuevas tecnologías, se han desarrollado nuevos biomateriales dentales, incluyendo las coronas libres de sustrato metálico, como el zirconio monolítico.

Las coronas totalmente cerámicas son un método de restauración común para un diente que ha perdido gran parte de su estructura dental (27) con el auge e implementación de nuevas tecnológicas se han desarrollo nuevos biomateriales dentales incluyendo las coronas libres de sustrato metálico como el zirconio monolítico. El presente estudio evaluó la resistencia compresiva de coronas de zirconio tipo II en molares de tres casas comerciales disponibles en el mercado colombiano; de acuerdo con los resultados obtenidos el grupo 1 (Aidite®) exhibió la mayor resistencia media la fractura motivo por el que se rechaza la hipótesis nula, así mismo no se presentaron diferencias significativas entre los valores de resistencia medias de los materiales evaluados, lo que sigue un comportamiento similar frente a la aplicación de fuerzas compresivas(31).

Se observó que la fuerza media aplicada al zirconio tipo II (3Y-TZP) osciló de 1834,07±103,38N a 1601,07±102,87N, resultados que fueron confirmados por Adabo GL et al. (2023) donde al realizar una prueba compresiva el zirconio con 3Y-TZP es el único capaz de soportar fuerzas hasta de 1.200 newton sin fracturares, en este estudio se supera este valor (31), sin embargo los resultados difieren de lo demostrado por Elsayed et al en 2019 (27) donde el grupo 3Y-TZP exhibió una fuerza media a la aplicada de 7,039 ± 1,782 concluyendo que, aumentar el

contenido de óxido de itrio en un intento de mejorar las propiedades ópticas puede reducir las propiedades mecánicas después del envejecimiento de la cerámica. El presente estudio evidencio una mayor resistencia media a la fractura para coronas en zirconio marca Aidite ( $1834,07 \pm 103,38\text{N}$ ); Amjadi et al en 2023 observaron una fuerza media en promedio para coronas en zirconio monolíticas Superfect Zir HT de Aidite® entre  $5374,68 \pm 670,03\text{N}$  y  $3312,50 \pm 804,01\text{N}$  para Endo Crown y onlay respectivamente, resultados mayores a los obtenidos en el presente estudio, asociándose posiblemente a diversos factores como el tipo preparación realizada y tamaño muestral.

La fuerza de mordida, que se define como la fuerza ejercida por los músculos masticatorios sobre las superficies oclusales de los dientes, ha registrado valores de fuerza masticatoria en la zona de incisivos de 270.5 N, 530.1N para primer premolar derecho, 482.5N para primer premolar izquierdo, 677.4 N para primer molar derecho y 668.7 N primer molar izquierdo (32) (33). La fuerza aplicada observada en el presente estudio supera la fuerza de mordida promedio reportada para dientes posteriores, estableciendo que el zirconio tipo II es un biomaterial recomendado e indicado para restaurar el sector posterior, No obstante, en la literatura no existe estandarización crítica frente a los parámetros de simulación de la masticación incluyendo la cantidad de fuerza, frecuencia o el número de ciclos necesarios que puedan imitar con precisión la situación clínica; Bardr et al. en 2022 evaluaron cuatro tipos diferentes de coronas de zirconio monolítica en términos de supervivencia y resistencia a la fractura después del termociclaje y carga termo mecánica con una fuerza de 110N cercana a la fuerza de masticación fisiológica en un simulador de masticación, reportando valores medios a la resistencia a la fractura de  $3728.3 \pm 463\text{N}$  termociclaje y de  $3708.4 \pm 479.9\text{N}$  termo mecánica para coronas en zirconio 3Y-TZP resultados asociados a los fenómenos de endurecimiento transformación cambiando la fase de la estructura de cristal de zirconio alrededor de la grieta de la fase tetragonal a la fase monoclinica más grande, introduciendo así tensiones compresivas que detienen la grieta y evitan una mayor propagación; pese a que los resultados fueron mayores a los del presente estudio, los hallazgos refuerzan el uso y aplicación zirconio tipo II como material de restauración ideal para el sector posterior con una resistencia media a la fractura aceptable para el uso clínico

El presente estudio los resultados en Newton (N) fueron convertidos a MPa, utilizando la fórmula  $A = \pi \cdot r^2$ , donde A = área,  $\pi = 3,1416$ ,  $r^2$ =radio al cuadrado seguido de la formula  $R = N/A$ , donde R= resistencia, N= resistencia en newtons, A= área calculada previamente. El área obtenida para los discos de 10 mm fue de  $78,54\text{ mm}^2$  con una resistencia de 23,35 Mpa Aidite, 20,38 Mpa Upcera y 21,95 Mpa Sagemax.

Con la finalidad de evaluar una muestra homogénea se obtuvieron un total de cuarenta y ocho preparaciones de pilares molar inferior derecho, el diseño,



elaboración y fabricación se realizaron en mismo equipo para su estandarización y comparación. Frente a las limitaciones del presente estudio, se encontró escasa evidencia científica frente a la resistencia a la fractura de coronas elaboradas con zirconio tipo II, siendo el primer estudio que ha comparado la resistencia a la fractura de coronas individuales de molares inferiores totalmente cerámicas en Zirconio tipo II de casas comerciales disponibles en Colombia, así mismo se excluyeron factores como efectos de carga dinámica, temperatura y entorno oral que podrían variar los resultados obtenidos en el presente estudio, razón por la cual los resultados obtenidos se deben analizar con cautela, sugiriendo la realización de estudios *In-Vitro* adicionales con termociclado y cargas dinámicas que permitan evaluar su estabilidad a largo plazo y ensayos clínicos aleatorizados que permitan no solo recrear el escenario del presente estudio sino también las condiciones ambientales de la cavidad oral.

## **11. CONCLUSIONES**

Este tipo de material restaurador es adecuado para coronas completas de molares inferiores donde se requiere alta resistencia, siendo necesaria la generación de nuevas investigaciones en dientes naturales, que respalden los resultados obtenidos.

La resistencia obtenida en este estudio confirma la eficacia de la utilización de este zirconio Tipo II como cofias para opacar sustratos de restauraciones que requieren mayor estética y puedan ser revestidas.

## 12. RECOMENDACIONES

- Se recomienda continuar con esta línea de investigación para obtener resultados más completos sobre resistencia compresiva de zirconio tipo II disponible en Colombia, como puede ser en observaciones de prótesis parcial fija de largos tramos, 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 recomienda realizar estudios de supervivencia con datos clínicos internos de la institución, ya que al mes se realizan aproximadamente 20 rehabilitaciones en zirconio para garantizar resultados óptimos.

### 13. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Zhang Y, Lawn BR. Evaluating dental zirconia. Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials [Internet]. 2019 Jan [cited 2024 May 8];35(1):15–23. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=mnh&AN=30172379&lang=es&site=eds-live&scope=site>
2. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Edelhoff D, Lümke N, Figge D. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. Quintessence International [Internet]. 2017 Jan 1 [cited 2024 May 8];48(5):369–380–380. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-85017357484&lang=es&site=eds-live&scope=site>
3. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. Journal of Dental Research [Internet]. 2018 Feb [cited 2024 May 8];97(2):140–7. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=ddh&AN=127525592&lang=es&site=eds-live&scope=site>
4. Tabatabaian F. Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. Journal of Prosthodontics [Internet]. 2019 Mar [cited 2024 May 8];28(3):276–87. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=ddh&AN=135259714&lang=es&site=eds-live&scope=site>
5. Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. Clinical Oral Implants Research [Internet]. 2018 Oct 4 [cited 2024 May 8];29:184–98. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=ddh&AN=132936269&lang=es&site=eds-live&scope=site>
6. Lestan NG, Özcan M, Kocjan A, Oblak Č. Clinical evaluation of monolithic zirconia multiunit posterior fixed dental prostheses. The Journal of Prosthetic Dentistry [Internet]. 2022 Dec 1 [cited 2024 May 8];128(6):1258–64. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselp&AN=S0022391321001438&lang=es&site=eds-live&scope=site>
7. Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry [Internet]. 2016 Aug 1 [cited 2024 May 8];116(2):257–63. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselp&AN=S0022391315006885&lang=es&site=eds-live&scope=site>
8. Jitwirachot K, Rungsiyakul P, Holloway JA, Jia-mahasap W. Wear Behavior of Different Generations of Zirconia: Present Literature. International Journal

- of Dentistry [Internet]. 2022 Mar 7 [cited 2024 May 8];1–17. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=ddh&AN=155597102&lang=es&site=eds-live&scope=site>
9. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümekemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. Quintessence International [Internet]. 1993 Jan 1 [cited 2024 May 8];48(6):441-450–450. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-85018935798&lang=es&site=eds-live&scope=site>
  10. Alraheam IA, Donovan T, Boushell L, Cook R, Ritter AV, Sulaiman TA. Fracture load of two thicknesses of different zirconia types after fatiguing and thermocycling. The Journal of Prosthetic Dentistry [Internet]. 2020 Apr 1 [cited 2024 May 8];123(4):635–40. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselp&AN=S0022391318307546&lang=es&site=eds-live&scope=site>
  11. Alnassar TM. Influence of Different Treatments and Conditions on Optical Properties of Monolithic Zirconia: A Systematic Review. Applied Sciences (2076-3417) [Internet]. 2022 Sep 15 [cited 2024 May 8];12(18):9226. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edb&AN=159275608&lang=es&site=eds-live&scope=site>
  12. Schönhoff LM, Lümekemann N, Buser R, Hampe R, Stawarczyk B. Fatigue resistance of monolithic strength-gradient zirconia materials. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials [Internet]. 2021 Jul 1 [cited 2024 May 8];119. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselp&AN=S1751616121001892&lang=es&site=eds-live&scope=site>
  13. Villefort RF, Amaral M, Pereira GKR, Campos TMB, Zhang Y, Bottino MA, et al. Effects of two grading techniques of zirconia material on the fatigue limit of full-contour 3-unit fixed dental prostheses. Dental Materials [Internet]. 2017 Apr 1 [cited 2024 May 8];33(4):e155–64. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselp&AN=S0109564116307758&lang=es&site=eds-live&scope=site>
  14. Khanlar LN, Salazar Rios A, Tahmaseb A, Zandinejad A. Additive Manufacturing of Zirconia Ceramic and Its Application in Clinical Dentistry: A Review. Dentistry (2304-6767) [Internet]. 2021 Sep [cited 2024 May 8];9(9):104. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=ddh&AN=152742622&lang=es&site=eds-live&scope=site>
  15. Alraheam IA, Donovan TE, Rodgers B, Boushell L, Sulaiman TA. Effect of masticatory simulation on the translucency of different types of dental zirconia. The Journal of Prosthetic Dentistry [Internet]. 2019 Oct 1 [cited 2024 May 8];122(4):404–9. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselp&AN=S0022391319301003&lang=es&site=eds-live&scope=site>

16. Shihabi S, Chrcanovic BR. Clinical outcomes of tooth-supported monolithic zirconia vs. porcelain-veneered zirconia fixed dental prosthesis, with an additional focus on the cement type: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations* [Internet]. 2023 Oct 1 [cited 2024 May 8];27(10):5755-5769–5769. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-85168925701&lang=es&site=eds-live&scope=site>
17. Güth J-F, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence International* [Internet]. 2019 Jul [cited 2024 May 8];50(7):512–20. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=ddh&AN=136959451&lang=es&site=eds-live&scope=site>
18. Ifijen IH, Uzoekwe NM, Ohiocheoya EB, Osarobo JA, Omonmhenle SI. Nano-Zirconia Synthesis Methods and their Pioneering Applications in Dentistry. *Momona Ethiopian Journal of Science* [Internet]. 2023 Jul [cited 2024 May 8];15(2):122–52. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=asn&AN=174813458&lang=es&site=eds-live&scope=site>
19. Arena A, Monaco C, Prete F, Rambaldi E, Bignozzi MC, Di Fiore A, et al. Nanostructured zirconia-based ceramics and composites in dentistry: A state-of-the-art review. *Nanomaterials* [Internet]. 2019 Oct 1 [cited 2024 May 8];9(10). Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-85073615756&lang=es&site=eds-live&scope=site>
20. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental Materials Journal* [Internet]. 2014 Oct [cited 2024 May 8];33(5):591–8. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=ddh&AN=100004211&lang=es&site=eds-live&scope=site>
21. li RG. Clinical Materials Review Zirconia: A Proven, Durable Ceramic for Esthetic Restorations [Internet]. Available from: [www.3MESPE.com](http://www.3MESPE.com)
22. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clinical Oral Implants Research* [Internet]. 2018 Oct 4 [cited 2024 May 8];29:199–214. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=ddh&AN=132936280&lang=es&site=eds-live&scope=site>
23. Imanova GT, Kaya M. Modern Approaches on Material Science Structural Analysis of Nanoparticle Zirconium Dioxide: A Comprehensive Review Crystal Structure of Nano-Zro 2 (References from Articles of World Scientists). 2021 Strub JR. Article in *European journal of esthetic dentistry: official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry* [Internet]. 2009. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/26717854>

24. Elsayed A, Meyer G, Wille S, Kern M. Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. Quintessence International [Internet]. 2019 May [cited 2024 May 8];50(5):344–8. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=ddh&AN=135791649&lang=es&site=eds-live&scope=site>
25. Chew Wai Jin K, Minggat MMAM, Singh R. Sintered Properties of Stainless Steel-doped Y-TZP Ceramics. MATEC Web of Conferences [Internet]. 2018 Feb 26 [cited 2024 May 8];152. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-85042947399&lang=es&site=eds-live&scope=site>
26. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. Journal of Dental Research [Internet]. 2018 Sep [cited 2024 May 8];97(10):1082–91. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=ddh&AN=131351627&lang=es&site=eds-live&scope=site>
27. Abad-Coronel C, Paladines Á, Ulloa AL, Paltán CA, Fajardo JI. Comparative Fracture Resistance Analysis of Translucent Monolithic Zirconia Dioxide Milled in a CAD/CAM System. Ceramics [Internet]. 2023 Jun 1 [cited 2024 May 8];6(2):1179–1190–1190. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-85163973582&lang=es&site=eds-live&scope=site>
28. UpCera-zirconia%20(6).pdf."https://dental.upcera.com/"<https://dental.upcera.com/>
29. /NexxZr\_Zirconia-Portfolio\_ES\_REV1%20(002).pdf Tomado de <https://sagemax.com/es/>
30. AIDITE%20Product%20catalogue.pdf (accessed April 9, 2024). de <https://www.aidite.com/homePage.html>.
31. Adabo GL, Longhini D, Baldochi MR, Bergamo ETP, Bonfante EA. Reliability and lifetime of lithium disilicate, 3Y-TZP, and 5Y-TZP zirconia crowns with different occlusal thicknesses. Clinical Oral Investigations [Internet]. 2023 Jul 1 [cited 2024 May 8];27(7):3827–3838–3838. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-85152043416&lang=es&site=eds-live&scope=site>
32. Elsayed A, Meyer G, Wille S, Kern M. Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. Quintessence Int. 2019;50(5):344–8.
33. Gu Y, Bai Y, Xie X. Bite Force Transducers and Measurement Devices. Vol. 9, Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. Frontiers Media S.A.; 2021.
34. Bedoya A, Osorio JC, Tamayo JA. Dental Arch Size, Biting Force, Bizygomatic Width and Face Height in Three Colombian Ethnic Groups. International

Journal of Morphology [Internet]. 2015 Mar [cited 2024 May 8];33(1):55–61.  
Available from:  
[https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=asn  
&AN=108847821&lang=es&site=eds-live&scope=site](https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=asn&AN=108847821&lang=es&site=eds-live&scope=site)