

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

**COMPRESSIVE STRENGTH OF TYPE II ZIRCONIUM CROWNS (3Y-TZP)
FROM THREE COMPANIES.**

Autores

Alejandra Rivas Arbelaez¹, Jenny Carolina Aguilar López², Johan Pabuenza³, Sonia Rubiela Unriza Puin⁴.

1. Odontóloga, Pontificia Universidad Javeriana

Estudiante de Especialización en Prostodoncia, Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC, Bogotá.

2. Odontóloga, Fundación Universitaria San Martín

Estudiante de Especialización en Prostodoncia, Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC, Bogotá.

3. Odontólogo, Institución Universitaria Colegios de Colombia.

Especialista en Prostodoncia, Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC, Bogotá.

4. Odontóloga, Pontificia Universidad Javeriana

Magister en Ciencias Odontológicas, Universidad El Bosque.

RESISTENCIA COMPRESIVA DE CORONAS DE ZIRCONIO TIPO II (3Y-TZP) DE TRES CASAS COMERCIALES.

RESUMEN:

Objetivo: Determinar la resistencia compresiva de coronas individuales en Zirconio tipo II de tres casas comerciales disponibles en Colombia en molares inferiores.

Materiales y métodos: Estudio experimental in vitro. Se obtuvo un molar inferior derecho con alvéolo impreso basado en un modelo de diseño tipo Gëller. Se llevó a cabo una preparación completa, línea de acabado tipo chamfer liviano, convergencia total 3°, desgaste de 1 mm en superficies: vestibular, lingual, mesial y distal, y reducción oclusal de 1.5 mm. A continuación, se escaneó e imprimió un total de 48 modelos distribuidos según la casa comercial en la que se elaboraron y fabricaron las coronas en zirconio monolítico tipo II en 3 grupos: grupo 1: Superfect Zir ST (Aidite®, High Technical Ceramics Co Ltd, Qinhuangdao, China) n=16, grupo 2: Upcera ST (Upcera®, Shenzhen Upcera Co, Ltd, Guangdong, China) n=16 y grupo 3: NexxZrt (Sagemax®, Bioceramics Inc. WA, Estados Unidos) n=16. La resistencia compresiva se midió en un dispositivo universal de pruebas (INSTRON® 3366, Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos) aplicando la carga en sentido vertical a una velocidad constante de 0.5 mm/min sobre la superficie oclusal hasta producir la fractura de cada corona, para el análisis de datos se realizó análisis descriptivo, análisis de varianza ANOVA de un solo factor. **Resultados:** La mayor resistencia media compresiva se presentó en grupo 1: 1834,07±103,38 N, seguido por el grupo 3: 1724,02 ±105,42 N y la de menor resistencia grupo 2: 1601,07±102,87 N, el ANOVA de un solo factor a nivel de carga máxima vs

material no presentó diferencias significativas ($P>0.05$). **Conclusión:** La resistencia compresiva del zirconio tipo II, están indicadas para su implementación en coronas monolíticas individuales en la zona posterior. Se requieren más investigaciones y estudios clínicos para respaldar de manera más sólida esta recomendación.

Palabras clave: Zirconio; Coronas dentales; Restauraciones indirectas; CAD/CAM, Fuerza Compresiva

COMPRESSIVE STRENGTH OF TYPE II ZIRCONIUM CROWNS (3Y-TZP) FROM THREE COMPANIES.

Abstract:

Objective: To determine the compressive strength of individual Zirconium type II crowns from three commercial manufacturers available in Colombia in lower molars.

Materials and methods: In vitro experimental study. A lower right molar was obtained with a printed alveolus based on a G ller type design model. A complete preparation, light chamfer finishing line, total convergence 3 , 1 mm wear on vestibular, lingual, mesial and distal surfaces, and occlusal reduction of 1.5 mm was carried out. Then, a total of 48 models were scanned and printed, distributed according to the commercial house where the monolithic zirconia type II crowns were elaborated and fabricated in 3 groups: group 1: Superfect Zir ST (Aidite , High technical ceramics Co Ltd, Qinhuangdao, China) n=16, group 2: Upcera ST (Upcera , Shenzhen Upcera Co, Ltd, Guangdong, China) n=16 and group 3: NexxZrt (Sagemax , Bioceramics Inc. WA, USA) n=16. The compressive strength was measured in a universal testing device (INSTRON  3366, Instron Corporation, Norwood, MA, USA) by applying the load vertically at a constant speed of 0.5 mm/min on the occlusal surface until fracture of each crown was produced, for data analysis descriptive analysis was performed, single factor ANOVA analysis of variance. **Results:** The highest mean compressive strength was presented in group 1: 1834.07 103.38 N, followed by group 3: 1724.02  105.42 N and the lowest strength group 2: 1601.07 102.87 N, the ANOVA of a single factor at the level of

maximum load vs. material did not show significant differences ($P>0.05$).

Conclusion: The compressive strength of zirconia type II, are indicated for implementation in single monolithic crowns in the posterior region. Further research and clinical studies are required to more strongly support this recommendation.

Keywords: Zirconium; Crowns; Indirect restorations; CAD/CAM; Compressive Strength

Introducción:

La utilización del óxido 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 (1).

El óxido de zirconio más utilizado en el ámbito dental es la Zirconia Tetragonal con Itrio Policristal (3Y-TZP), que tiene propiedades mecánicas superiores, teniendo diversas transformaciones con el paso del tiempo conocidas como generaciones; la primera generación contiene un 3% mol de itria con al menos un 90 % de óxido de zirconio tetragonal, lo que le da su nombre, 3Y-TZP; sin embargo y pese a sus excelentes propiedades mecánicas con una resistencia a la flexión superior a 1000 MPa presenta una gran opacidad dificultando su uso en zonas estéticas. La segunda generación se formuló como una solución al astillamiento frecuente de restauraciones monolíticas o monocapa, su contenido principal sigue siendo un 3% en moles de itria con al menos un 90 % de óxido de zirconio tetragonal con una mejora en la translucidez reduciendo el contenido aditivo de alúmina del 0,25% al 0,05% en peso. La tercera generación exhibe una estructura cristalina modificada que contiene mayores porcentajes de fase cúbica en busca de una translucidez aún mayor, contiene policristales de zirconia tetragonal estabilizada con 5 de itrio (5Y-TZP), consiguiendo una zirconia totalmente estabilizada con una microestructura cúbica y tetragonal conocida como zirconia cúbica que constituye aproximadamente 50% del contenido, siendo los cristales cúbicos más grandes que los tetragonales permitiendo disminuir la refracción y mejorando la translucidez.(2)(3).

La resistencia compresiva es fundamental en la evaluación de materiales de restauración dental, determinando su capacidad para resistir fuerzas verticales y prevenir deformaciones, esta prueba nos permite la comparación entre materiales de uso odontológico, como también la comparación con esfuerzos durante la masticación. (3)(4)

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.

Materiales y métodos

En este estudio experimental *In-Vitro*, se llevó a cabo un diseño tipo modelo Gëller de un molar inferior derecho junto con su alveolo utilizando el DentalCad 3.0 Galway software (Exocad GmbH, Darmstadt, Alemania) Figura 1.

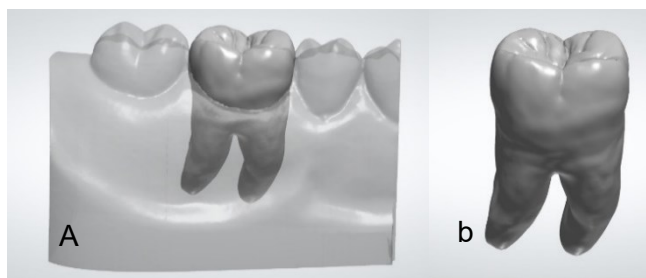


Figura 1: Diseño de modelo Gëller. A. Archivo STL modelo Gëller. B. Molar inferior derecho. Modelo tipo Gëller empleado en la impresión de modelos para preparación de corona completa individual.

A continuación, se imprimieron diez prototipos en resina zMud (zMud, UNIZ Technology LLC, Guangxi, China) color Beige, divididos en dos grupos de cinco. Dos operadores de forma independiente realizaron preparaciones con pieza de mano de alta velocidad W&H Allegra REF 30067000 (Allegra; W&H Dentalwerk, Bürmoos, Austria) línea de acabado tipo chamfer liviano, convergencia total 3°, desgaste de 1 mm en las superficies vestibular, lingual, mesial y distal empleado la siguiente secuencia de fresas marca Jota (Jota AG, Rüthi, Switzerland): fresa de diamante 852 FG y 850 FG de formas cónicas redondeadas, 859FG forma de lanza desgaste interproximal, C375R FG multihoja pulido y una reducción oclusal 1.5 mm

fresa diamante 811 FG forma de barril corta Jota (Jota AG, Rüthi, Switzerland)(6). Para la selección de la preparación adecuada, un tercer operador Gold estándar realizó la revisión de la preparación asegurando la angulación redondeada. Una vez seleccionada la preparación se le realizó un primer escaneo mediante el escáner Ineos X5 Lab Scanner (Dentsply Sirona, York, PA, Estado Unidos), seguido se rectificación ángulos, puntos, pulido y posterior escaneo final e impresión de la muestra (Figura 2) (7) (8).



Figura2. Archivo STL preparación molar inferior derecho. A. Preparación vista oclusal. B Línea de acabado. C. Preparación terminada. Escaneo final de la preparación seleccionada.

Tamaño de muestra

Para este estudio el tamaño de la muestra se calculó con el software Real Statistics V9 con una potencia de 80% con una confianza de 95% y un efecto de error del 0.6 dando como resultado, un tamaño de muestra de 15, con el fin de disminuir el error, se tuvo en cuenta una muestra de 16 para cada grupo, para un total de 48 muestras, las cuales se imprimieron y se tuvo en cuenta que cumplieran los criterios de elegibilidad, coronas monolíticas con anatomía de diente 46 elaboradas con Zirconio tipo II de las casas comerciales: Upcera ST (Upcera®, Shenzhen Upcera

Co, Ltd, Guangdong, China), NexxZrt (Sagemax®, Bioceramics Inc. WA, USA), Superfect Zir ST (Aidite®, High technical ceramics Co Ltd, Qinhuangdao, China) y coronas con adecuado proceso de sinterizado. Las muestras seleccionadas se dividieron en los grupos de estudio de la siguiente forma:

- Grupo 1: Zirconio tipo II Superfect Zir ST (Aidite®, High technical ceramics Co Ltd, Qinhuangdao, China) n=16.

-Grupo 2: Zirconio tipo II Upcera ST (Upcera®, Shenzhen Upcera Co, Ltd, Guangdong, China) n=16.

-Grupo 3: Zirconio tipo II NexxZrt (Sagemax®, Bioceramics Inc. WA, USA) n=16. La tabla 1 se dan las características de los zirconios utilizados para cada una de las casas comerciales

Tabla 1: Características del zirconio tipo II, por casa comercial.

Marca	Referencia	Dimensiones de los discos	Composición	Sinterizado
Aidite® 3Y-TZP	SuperfectZir ST	98*20m.m.	95% ZrO ₂ +HfO ₂ 5% Y ₂ O ₃ <1% Al ₂ O ₃	1530°C
Upcera ® 3Y-TZP	ST White	98*16m.m.	99% ZrO ₂ +HfO ₂ 4.5% - 6% Y ₂ O ₃ <0.5% Al ₂ O ₃ <0.5% otros óxidos	1530°C
Sagemax® 3Y-TZP	NexxZr T	98*16m.m.	≥ 89% ZrO ₂ ≤0.5% HfO ₂ 4-6% Al ₂ O ₃ <1% Al ₂ O ₃	1530°C

ZrO₂: Oxido de zirconio **HfO₂:** óxido de hafnio **Y₂O₃:** Oxido de itrio **Al₂O₃:** Oxido de aluminio

El diseño de las coronas se realizó en el software DentalCad 3.0 Galway software (Exocad GmbH, Darmstadt, Alemania) dejando un espacio de veinticinco micras para el espesor de cemento (9) con previa aprobación de diseño (Figura 3). Las coronas se fresaron a partir de discos de zirconio tipo II según la casa comercial del grupo de estudio en la fresadora de 5 ejes A51 Upcera® (Upcera®, Shenzhen Upcera Co, Ltd, Guangdong, China), así mismo el acabo y finalización de las coronas se llevó a cabo de manera mecánica mediante la fresadora; a continuación, se liberaron las coronas del disco y se sinterizaron a 1530°C (temperatura recomendada por los fabricantes) por 4 horas. El proceso de cementación se llevó a cabo de manera simple sin manejo de sustrato utilizado el cemento resinoso adhesivo de polimerización dual de maquira ® Dual Force A1 (Maquira ® Dental Group, Maringá, Brazil) Figura 4.

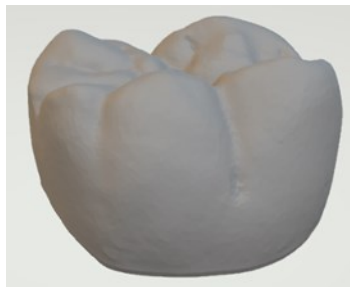


Figura3. Diseño de corona de molar inferior derecho. Archivo STL software DentalCad 3.0 Galway software (Exocad GmbH, Darmstadt, Alemania) para corona individual de molar inferior derecho

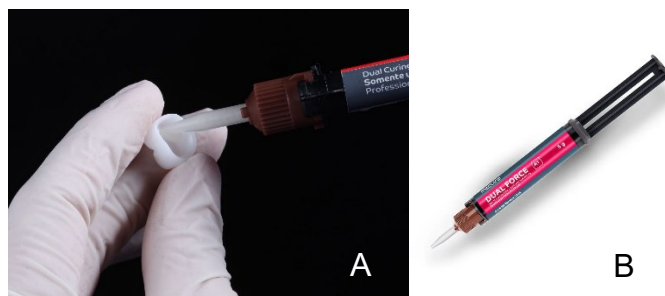


Figura 4. Proceso de cementación. A. Cementación coronas en prototipo. B. cemento resinoso adhesivo de polimerización dual de maquira ® Dual Force A1 (Maquira ® Dental Group, Maringá, Brazil). Tomado de: <https://www.superdental.cl/producto/dual-force-cemento-dual-automix/>

Encofrado de las muestras

Con el fin de dar estabilidad a los prototipos, se realizó un encofrado con una matriz de silicona pesada por adición Elite HD + putty soft (Zhermack SpA, Badia Polesine, Italy) empelado dos cubos de 2*2cm (Figura 5), se dejó el cubo inferior dentro de la matriz, y se procedió a revestir el prototipo del diente con silicona ultraliviana Elite HD+ Regular Body (Zhermack SpA, Badia Polesine, Italy) para simular el ligamento periodontal, la matriz se rellenó con acrílico Veracril® transparente autocurado (New Stetic, Guarne, Antioquia, Colombia) manipulado en fase plástica se colocó el prototipo de diente dentro del acrílico, se esperó a que completara la polimerización y se retiró el modelo encofrado de la matriz para su posterior pulido y brillo del acrílico (Figura 6)

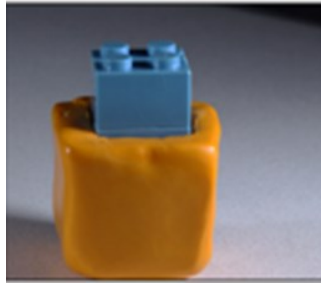


Figura 5. Matriz de encofrado. Elaboración de matriz de encofrado con silicona pesada por adición adición Elite HD + putty soft (Zhermack SpA, Badia Polesine, Italy)

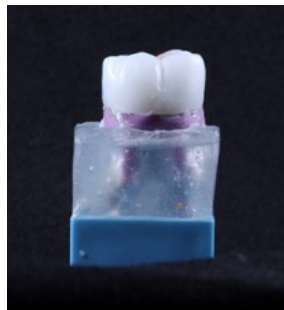


Figura 6. Encofrado terminado. Encofrado molar inferior derecho con simulación del ligamento periodontal

Prueba de resistencia compresiva:

La resistencia a la fractura se evaluó en un dispositivo universal de pruebas INSTRON ®3366 (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos) mediante un Software BlueHill 3 (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos), cada muestra se cargó verticalmente sobre la superficie oclusal con una velocidad de cruceta de 0,05 mm/min (Figura 7).

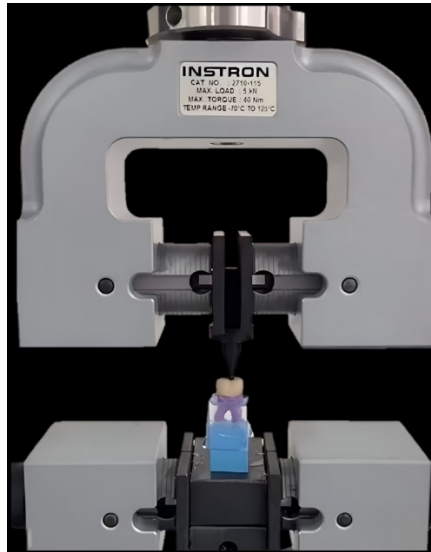


Figura7. Prueba de resistencia compresiva

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 usó 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.

Resultados

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

Resistencia compresiva de grupo 1 (Aidite®)

El valor promedio de la fuerza aplicada a las 16 muestras corresponde a 1834,07 N, con una mediana 1866,24695 N, con un valor mínimo de 1055,35217 N y un valor máximo de 2854,16357 N, una desviación estándar (DE) de 413,55 N y un coeficiente de variación de 169322,83 N (Tabla 2).

Tabla 2: Valores de fuerza aplicada al grupo 1 Aidite®

MUESTRA	FUERZA APLICADA (N)
1	1380,63501
2	2127,27393
3	1866,84424
4	1692,44861
5	1631,75171
6	1940,84485
7	1055,35217
8	1252,0658
9	1940,9585
10	2230,43579
11	2854,16357
12	1865,64966
13	1777,10156
14	1935,60718
15	2005,59888
16	1788,40979
MEDIA	1834,071328

MEDIANA	1866,24695
MÁXIMO	2854,16357
MÍNIMO	1055,35217
DS	413,5495038
COEFICIENTE DE VARIACIÓN	171023,192

N= newtons DS= Desviación estándar

Resistencia compresiva de grupo 2 (Upcera®)

El valor promedio de la fuerza aplicada a las 16 muestras corresponde a 1601,0722 N, con una mediana 1669,49 N, con un valor mínimo de 813,19 N y un valor máximo de 2326,45 N, una desviación estándar (DE) de 411,49 N y un coeficiente de variación de 169322,82 N. (Tabla 3)

Tabla 3: Valores de fuerza aplicada al grupo 2 Upcera®

Muestra	Fuerza aplicada (N)
1	1085,99719
2	1667,98914
3	2326,44995
4	1710,84253
5	1583,14148
6	1250,91272
7	1670,9939
8	1383,16467
9	813,19421
10	1965,12366
11	1959,84265
12	1786,20178
13	2071,30859
14	1921,25464
15	1135,12756
16	1285,61047
Media	1601,0722

Mediana	1669,49152
Máximo	2326,44995
Mínimo	813,19421
DS	411,488551
Coefficiente de variación	169322,828

N= newtons **DS**= Desviación estándar

RESISTENCIA COMPRESIVA DE GRUPO 3 (Sagemax®)

El valor promedio de la fuerza aplicada a las 16 muestras corresponde a 1724,03 N, con una mediana 1819,49 N, con un valor mínimo de 726,10 N y un valor máximo de 2255,38 N, una desviación estándar (DE) de 421,69 N y un coeficiente de variación de 177830,19 N. (Tabla 4)

Tabla 4: Valores de fuerza aplicada al grupo 3 Sagemax®

Muestra	Fuerza aplicada (N)
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

Media	1724,028
Mediana	1819,48841
Máximo	2255,38525
Mínimo	726,10205
DS	421,699174
Coeficiente de variación	177830,193

N= newtons DS= Desviación estándar

Comparación de los grupos de estudio

Al comparar los tres grupos de estudio, se evidenció que, la mayor resistencia media a la fractura la obtuvo el grupo 1 (Aidite®) (1834,07N, $\pm 103,38$ N) seguido por el grupo 3 (Sagemax®) (1724,02N, $\pm 105,42$ N) y el grupo 2 (Upcera®) presentó la menor resistencia media a la fractura (1601,07N, $\pm 102,87$ N). No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

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

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

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

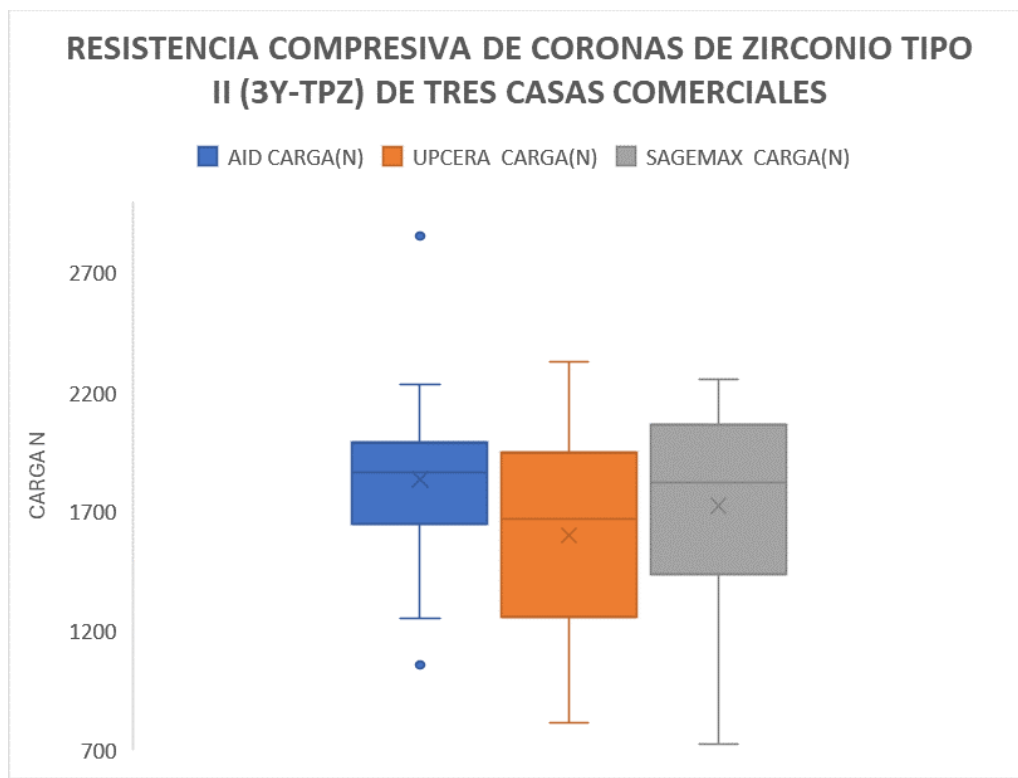


Figura 8. Comparación de Resistencia compresiva entre los grupos (carga máxima)

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 6).

Tabla 6: Análisis de Varianza

Sources	SS	Df	MS	F value	p value
Between Groups	434753,382	2	217376,691	1,25851025	0,29388305
Within Groups	7772643,19	45	172725,404		
Total	8207396,57	47	174625,459		

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

Discusión

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 tecnológicas se han desarrollado nuevos biomateriales dentales incluyendo las coronas libres de sustrato metálico como el zirconio monolítico (4). El presente estudio evaluó la resistencia compresiva de coronas de zirconio tipo II en molares inferiores de tres casas comerciales disponibles en el mercado colombiano; de acuerdo con los resultados obtenidos el grupo 1 exhibió la mayor resistencia media a la fractura seguido del grupo 3 y por último el grupo 2, sin embargo, no se presentaron diferencias significativas entre los valores de resistencia medias de los materiales evaluados, lo que sugiere un comportamiento similar frente a la aplicación de fuerzas compresivas, por lo tanto se aprueba la hipótesis nula.

Desde el punto de vista clínico el principal factor causal de la fractura de una restauración es la fatiga mediante el mecanismo de crecimiento de grietas. El fallo se define como el crecimiento subcrítico de grietas de defectos preexistentes en el material cerámico, que se desencadena por una carga intermitente por debajo de la resistencia a la fractura del material convencional en un ambiente acuoso, por lo que el desarrollo de cualquier falla actúa como un centro de tensión acelerando la propagación de grietas hasta su fractura, por lo tanto la evaluación de la resistencia

a la fractura es un parámetro importante a evaluar en un material(10,11). El zirconio posee tres fases cristalográficas, siendo la fase tetragonal la que exhibe las mejores propiedades mecánicas; estudios previos evidencian dos problemas principales asociados al zirconio puro: vulnerabilidad al envejecimiento acelerado principalmente en una ambiente húmedo (degradación a baja temperatura) y la transición de fase monoclinica a tetragonal conduciendo a cambios volumétricos significativos que conllevan a un deterioro en la superficie y a la propagación de microfisuras; esta transición de fase ocurre a temperaturas cercanas a la de los ciclos de tratamiento térmico aplicados sobre el sustrato cerámico ($\sim 1000^{\circ}\text{C}$) para lo cual se añaden óxidos, como la itria (Y_2O_3), al zirconio, reduciendo la temperatura de transformación de tetragonal a monoclinica (12). Por su parte, el zirconio de segunda generación: policristales de zirconio tetragonal estabilizados con 3% de itrio (3Y-TZP) con contenido reducido de alúmina permitió mejorar la traslucidez como la eliminación de la porosidad mediante la sinterización a una temperatura más elevada conservando propiedades mecánicas del zirconio (13,14).

Se observó que la resistencia media a la fractura al zirconio tipo II osciló entre $1834,07 \pm 103,38\text{N}$ a $1601,07 \pm 102,87\text{N}$, resultados que difieren con los evidenciados por Elsayed et al. (15) en 2019 donde el grupo 3Y-TZP exhibió una resistencia media a la fractura de $7,039 \pm 1,782\text{ N}$ concluyendo que, aumentar el contenido de óxido de itrio en un intento por mejorar las propiedades ópticas puede reducir las propiedades mecánicas después del envejecimiento de la cerámica, en contraste Adabo et al. (16) en 2023 informaron una resistencia media a la fractura de 2483-

2972 N para coronas en Zirconio 3Y-TZP con cúspides oclusales de 1,0 mm y 1,5 mm de espesor respectivamente, revelando una alta resistencia a la fractura frente a coronas en zirconio 5Y-TZP y disilicato de litio, resultados asociados posiblemente a las propiedades mecánicas en especial al mecanismo de endurecimiento resultante de la transformación tetragonal a monoclinica. El presente estudio evidenció la mayor resistencia media a la fractura para coronas individuales de molares inferiores en zirconio grupo 1 ($1834,07 \pm 103,38\text{N}$) difiriendo con Amjadi et (17). En 2023 quienes observaron una resistencia media a la fractura promedio para coronas en zirconio monolíticas Superfect Zir HT 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.

No obstante, a pesar de que las restauraciones en Zirconio exhiben excelentes propiedades mecánicas, incluyendo una elevada resistencia a la fractura y características estéticas y biocompatibilidad ideales, es importante tener en cuenta que sus propiedades de desgaste sean similares al esmalte dental humano como conservadoras para el diente antagonista (18). La fuerza masticatoria definida como la fuerza ejercida por los músculos masticatorios sobre las superficies oclusales de los dientes, varía según la zona de incisivos de 270.5 N, 530.1 N primer premolar derecho, 482.5 N primer premolar izquierdo, 677.4 N molar derecho y 668.7 N molar izquierdo; mientras que para las fuerzas de masticación parafuncionales oscilan en un rango de 200 a 800 N (19-20). Frente a los resultados obtenidos, la resistencia

registrada fue mayor al promedio de la fuerza masticatoria reportada en la literatura, sugiriendo que el zirconio tipo II es un biomaterial recomendado e indicado para restauración del sector posterior. Sin embargo, 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. (21) 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 termomecánica 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 $3708.4 \pm 479.9\text{ N}$ termomecánica para coronas en zirconio 3Y-TZP resultados asociados a los fenómenos de endurecimiento y transformación de 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; así mismo y pese a que el presente estudio no efectuó pruebas de termociclaje y carga dinámicas, el estudio Bardr et al. (21) con resultados de resistencia media al fractura mayores al presente estudio, sus 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 utilizó como pilares dientes impresos en resina 3D, la literatura es limitada en relación con el papel que puede desempeñar el material empleado en la fabricación de pilares. El módulo elástico de estas resinas es similar a la dentina, por lo tanto en el estudio se buscaba simular las condiciones del medio oral utilizando materiales de módulos elásticos similares al diente naturales Rosentritt et al. (22) concluyeron que la fractura completa de la corona incluida la subestructura obedece en gran medida a la tensiones generadas según las propiedades del material subyacente, por otro lado Schmitter et al. (23) demostraron mediante el análisis de elementos finitos que la rigidez de muñones hechos en cobalto, cromo y molibdeno (CoCrMo) no presentaron efecto sobre las tensiones en las estructuras cargadas críticamente (revestimiento y capa de interfaz). Por otra parte, el estudio actual evaluó la resistencia compresiva en coronas cementadas con un cemento resinoso adhesivo de polimerización dual, lo que podría influir en la resistencia compresiva. A pesar que la literatura ha evaluado la función que puede ejercer el tipo de cemento y técnica empleada, existen pocos los estudios que comparan la influencia frente a la presencia o ausencia del agente cementante en la resistencia; Stawarczyk et al. (24) evidenciaron que la presencia o ausencia como el tipo de cemento empleado no influyeron en los en los resultados de la carga de fractura para las coronas de resina, Zirconio o Disilicato de litio.

Como fortalezas del estudio, se obtuvieron un total de cuarenta ocho preparaciones de pilares de primer molar inferior derecho, con diseño, elaboración y fabricación en un mismo equipo permitiendo su homogeneidad y estandarización permitiendo su

comparación. Dentro de 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 y cuyo valor no está registrado en las fichas técnicas; por último se excluyeron factores como modo de falla, 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.

Conclusión

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.

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 proseguir con la línea de investigación mediante la implementación de pruebas de termociclado y fatiga cíclica ya que estas pruebas son esenciales para evaluar la resistencia del material o componente a condiciones intraorales de temperatura y cargas repetitivas.
- 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 que respalden el uso del material al corto, mediano y largo plazo.

Agradecimientos

Las autoras desean expresar su gratitud a Dios, a su familia por su apoyo incondicional. Además, agradecemos al Dr. Johan Enrique Pabuena y la Dra. Sonia Rubiela Unriza Puin por su paciencia y guía para la elaboración de este documento.

Conflicto de interés

Las autoras declaran que no tienen conflictos de interés relacionados con la investigación presentada en este artículo, Además, no tienen participación en empresas o en la promoción de productos que pudieran presentar conflictos de interés con el contenido de este artículo.

Financiación

Este estudio se realizó sin financiación externa. Las autoras asumieron todos los costos asociados con la investigación, incluidos los gastos relacionados con el diseño del estudio, la recopilación, el análisis y la interpretación de datos, así como los honorarios de publicación.

Referencias Bibliográficas:

1. Almohammed SN, Dourado AM, Quran FAA. Fracture Resistance and Failure Mode of Monolithic Zirconia, Veneered Zirconia, and Metal-Ceramic Full-Coverage Restorations: A Comparative In Vitro Study. *International Journal of Prosthodontics*. 2024 Jan [cited 2024 May 8];37(1):80–91.
2. Cesar PF, Miranda RB de P, Santos KF, Scherrer SS, Zhang Y. Recent advances in dental zirconia: 15 years of material and processing evolution. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*. 2024 Mar 22 [cited 2024 May 13].
3. 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.
4. 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.
5. 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*. 2023 Jun 1;6(2):1179–90.
6. Turkyilmaz I, Wilkins GN, Varvara G. Tooth preparation, digital design and milling process considerations for CAD/CAM crowns: Understanding the transition from analog to digital workflow. *Journal of Dental Sciences* [Internet]. 2021 Oct [cited 2024 May 13];16(4):1312–4.

7. Magne M, Bazos P, Magne P. El modelo de alveolos. *Quintessence Técnica*. 2010;21(8):485–93.
8. Saavedra G, Soares D. Modelos alveolares: convencional versus digital. *PróteseNews*. 2018;5(4):456-9
9. Kale E, Seker E, Yilmaz B, Özcelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 2016 Dec 1 [cited 2024 May 13];116(6):890–5.
10. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont*. 1995; 8:105–16.
11. Pereira G, Guilardi LF, Dapieve K., Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018; 85:57–65
12. Dimitriadis K, Sfikas AK, Kamnis S, Tsolka P, Agathopoulos S. Influence of heat treatment on the microstructure and the physical and mechanical properties of dental highly translucent zirconia. *J Adv Prosthodont*. 2022 Apr;14(2):96-107
13. Güth JF, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int*. 2019;50(7):512-520.
14. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018 Feb;97(2):140-147
15. 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*. 2019;50(5):344–8.
16. 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. *Clin Oral Investig*. 2023;27(7):3827-3838

17. Amjadi M, Heidari S, Jafari M, Jabbari A. Comparative evaluation of fracture resistance and failure modes in endodontically treated molars restored with zirconia endocrown and onlays. *Folia Med (Plovdiv)*. 2023;65(2):260-268.
18. Gu Y, Bai Y, Xie X. Bite Force Transducers and Measurement Devices. *Front Bioeng Biotechnol*. 2021 Apr 9;9.
19. Sarıkaya I, Hayran Y. Effects of dynamic aging on the wear and fracture strength of monolithic zirconia restorations. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):146.
20. Bedoya A, Osorio J, Tamayo JA, Bedoya A, Osorio JC, Tamayo J. Dental Arch Size, Biting Force, Bizygomatic Width and Face Height in Three Colombian Ethnic Groups. *Int J Morphol*. 2015;33(1):55–61.
21. Badr Z, Culp L, Duqum I, Lim CH, Zhang Y, Sulaiman T. Survivability and fracture resistance of monolithic and multi-yttria-layered zirconia crowns as a function of yttria content: A mastication simulation study. *J Esthet Restor Dent*. 2022 Jun;34(4):633-640.
22. Rosentritt, M., Steiger, D., Behr, M., Handel, G., & Kolbeck, C. (2009). Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Journal of dentistry*, 37(12), 978–983.
23. Schmitter, M., Mueller, D., & Rues, S. (2012). Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of dentistry*, 40(2), 154–162.
24. Stawarczyk B, Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dent Mater J*. 2013;32(6):888-95.