

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

**COMPARISON OF THE COMPRESSIVE STRENGTH OF MULTILAYER  
ZIRCONIA CROWNS IN A LOWER MOLAR FROM THREE COMMERCIAL  
MANUFACTURES**

**AUTORES**

1. Jeifer Javier Gámez Cujia, Odontólogo, Estudiante de Prostodoncia
2. Johan E. Pabuena Posada, Odontóloga, Especialista en Prostodoncia
3. Sonia Rubiela Unriza Puin, Odontóloga, Magister en Ciencias Odontológicas

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

Resumen. Objetivo: Determinar la resistencia compresiva de coronas de molares de zirconio multilayer de tres casas comerciales. Métodos: Estudio *In-vitro*, con un material objeto de estudio siendo *zirconio Multilayer* de la muestra de sesenta unidades se hicieron tres grupos: grupo 1, Upcera – Vivid (n=16), grupo 2, Sagemax (n=17) y grupo 3, Zotion (n=18). Se presentó un modelo estandarizado para la comparación teniendo en cuenta la norma ASTM C1421. Se utilizó estadística descriptiva. Resultados: se encontró diferencia significativa entre los tres materiales de las diferentes casas comerciales. Conclusión: Teniendo en cuenta que, todos los materiales estudiados alcanzaron valores satisfactorios de resistencia, las tres opciones representan alternativas viables y prometedoras en tratamientos restaurativos. La selección final del material debe realizarse considerando tanto los requerimientos mecánicos como las necesidades estéticas individuales del paciente, para asegurar una rehabilitación óptima y personalizada.

Palabras clave: zirconio, corona, compresión, resistencia, in vitro

## **COMPARISON OF THE COMPRESSIVE STRENGTH OF MULTILAYER ZIRCONIA CROWNS IN A LOWER MOLAR FROM THREE COMMERCIAL MANUFACTURES**

Objective: To determine the compressive strength of multilayer zirconia molar crowns from three different commercial sources. Methods: This is an in-vitro study using multilayer zirconia as the study material. A total sample of sixty units was divided into three groups: group 1, Upcera – Vivid (n=16); group 2, Sagemax (n=17); and group 3, Zotion (n=18). A standardized model was used for comparison following ASTM C1421 standards. Descriptive statistics were employed. Results: A significant difference was found among the three materials from different commercial sources. Conclusions: Considering that all the materials studied achieved satisfactory resistance values, the three options represent viable and promising alternatives for restorative treatments. The final selection of material should be

based on both the mechanical requirements and the individual aesthetic needs of the patient, to ensure an optimal and personalized rehabilitation.

Keywords: zirconia, crown, compression, strength, in vitro

## Introducción

Las restauraciones libres de metal son cada vez más utilizadas en la rehabilitación oral debido a su atractivo estético. Entre los materiales cerámicos con excelentes propiedades ópticas y mecánicas, destaca el zirconio *Multilayer*, que pertenece a la tercera generación de zirconios. En un mercado globalizado, se ha vuelto más accesible obtener diferentes materiales y técnicas. Este flujo de información requiere que los profesionales tengan conocimientos sólidos para elegir los materiales más adecuados para la rehabilitación oral.

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

Es fundamental tener en cuenta el material restaurador en relación con las fuerzas masticatorias. Para esto, es necesario realizar una planificación cuidadosa considerando factores que pueden afectar la durabilidad de las restauraciones, como la resistencia al desgaste, la microfiltración y las diversas fuerzas ejercidas durante el proceso masticatorio. La fuerza de mordida de un humano puede variar desde 40 N al masticar y tragar, hasta entre 150 y 665 N en los dientes posteriores, e incluso puede llegar a los 890 N en actividades parafuncionales. (1,3)

Elegir el material restaurativo adecuado y el tipo de preparación según el caso son factores clave para el éxito de la rehabilitación oral. (3, 4)

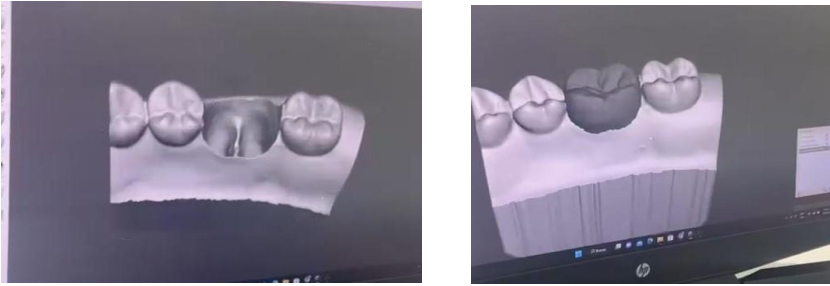
Dado que las restauraciones cerámicas están sometidas a fuerzas de tracción, compresión y cizallamiento durante la masticación, es esencial aplicar principios de rehabilitación correctos para garantizar restauraciones estables y duraderas. (5, 6, 7) Entre los materiales cerámicos para restauración, el zirconio es muy adecuado para coronas individuales en dientes vitales, no vitales e implantes, ya que presenta buenas propiedades mecánicas y estéticas, asemejándose al color del diente natural. (4, 6)

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

Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue determinar la resistencia compresiva de coronas de molares de zirconio Multilayer de tres casas comerciales.

## **Materiales y Métodos.**

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



**Figura 1.** Impresión 3D de un molar inferior

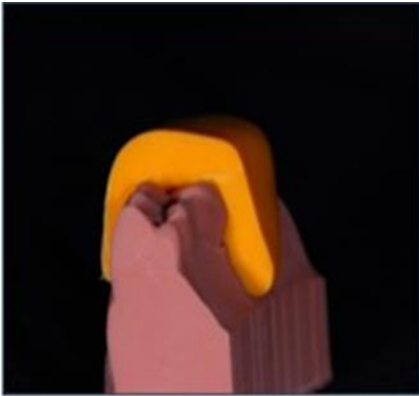
Luego, diez modelos se imprimieron en resina UNIZ zMUD® de color beige utilizando la impresora 3D UNIZ IBEE® con tecnología de impresión LCD®. Este proceso tomó tres días para completar la producción de todos los modelos. Una vez realizada la impresión, los molares no encajaban en los alvéolos porque su impresión tenía que ser por separado. Por esta razón, se llevó a cabo un tallado en los alvéolos para asegurar un ajuste preciso (Figura 2).



**Figura 2.** Tallado en el alveolo

Se elaboraron dos matrices en silicona pesada elite HD Zhermack® de los modelos adaptados en sus alveolos (figura 3), la primera para ser cortada en sentido

vestíbulo lingual y la segunda en sentido meso distal. Estas matrices se realizaron para guiar la preparación de los molares en su modelo respectivo.



**Figura 3.** Modelos adaptados en los alveolos

Las dimensiones de la preparación fueron un promedio según lo recomendado por las tres casas comerciales, el cual dio de 1mm por cada una de sus superficies, y se realizaron bordes biselados sin ángulos. En la elaboración de la preparación para la corona, se utilizó un método de selección aleatoria enmascarada para elegir las dos muestras que se utilizaron. Las muestras se dividieron en contenedores separados y se les asignó una letra aleatoria. Se seleccionaron dos preparaciones que cumplían de manera precisa con las especificaciones. Ambas preparaciones fueron escaneadas con el InEos X5® de Sirona, utilizando el software CAD InLab 22.0®. El propósito era obtener imágenes digitales detalladas de las preparaciones para analizar y detectar posibles discontinuidades o bordes pronunciados.

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  $3^\circ$ , 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).

### **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 multilayer de las casas comerciales: Upcera Vivid 3D PRO-ML (Upcera®, Shenzhen Upcera Co, Ltd, Guangdong, China), NexxZr® T (Sagemax®, Bioceramics Inc. WA, USA), Zotion zirconia 3d ATM (*Chongqing Zotion Dentistry*

*Technology Co, ltd*) y coronas con adecuado proceso de sinterizado. Las muestras seleccionadas se dividieron en los grupos de estudio de la siguiente forma:

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

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

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

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

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

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

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 4). Las

coronas se fresaron a partir de discos de zirconio multilayer 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 maquirá ® Dual Force A1 (Maquirá ® Dental Group, Maringá, Brazil) Figura 4.



**Figura4.** Archivo STL preparación molar inferior derecho. A. Preparación vista oclusal. B Línea de acabado. C. Preparación terminada. Escaneo final de la preparación seleccionada.



**Figura 5.** 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.

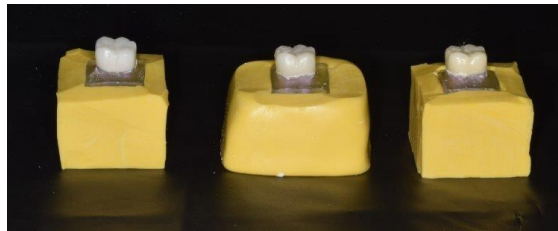


**Figura 6.** Proceso de cementación. A. Cementación coronas en prototipo. B. cemento resinoso adhesivo de polimerización dual de maquiria® Dual Force A1 (Maquiria® Dental Group, Maringá, Brazil). Tomado de: <https://www.superdental.cl/producto/dual-force-cemento-dual-automix/>

### **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 7), 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 brillado del acrílico (Figura 7)



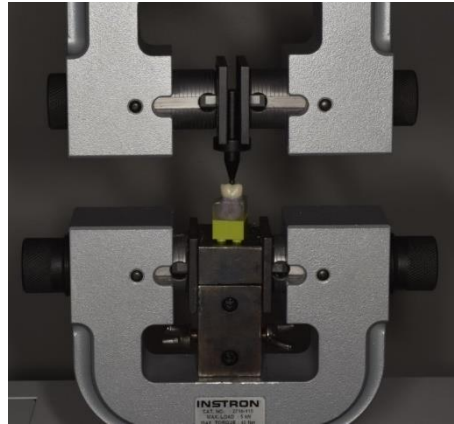
**Figura 7.** Matriz de encofrado. Elaboración de matriz de encofrado con silicona pesada por adición adición Elite HD + putty soft (Zhermack SpA, Badia Polesine, Italy)



**Figura 8.** 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 9).



**Figura 9.** Prueba de resistencia compresiva

Se seleccionó la preparación número 2 como la mejor opción debido a que tenía una mejor continuidad de la línea terminal y un mejor pulido. Se imprimió la muestra estandarizada del modelo 60 veces por cada grupo. Las muestras se lavaron en alcohol isopropílico para eliminar cualquier residuo de resina (5 a 10 minutos). Posteriormente, se realizó el fotocurado (UV) para terminar de solidificar las muestras. Después de verificar que las muestras en estudio no presentaban algún tipo de irregularidad, se obtuvieron los discos de zirconio y se llevaron a la universidad CIEO donde se realizó la producción de las coronas. Luego, se realizó liberación de las coronas de los discos y posteriormente su sinterización.

Se utilizó una máquina de prueba de compresión universal para medir la resistencia compresiva de las coronas de zirconio. Este equipo permite aplicar una carga controlada y medir la fuerza máxima que la corona puede soportar antes de

fracturarse, las coronas se montaron en un soporte de prueba específico para simular las condiciones de carga.

### **Análisis estadístico**

Las pruebas estadísticas se llevaron a cabo con el software Real Statistics V.9, Se realizó estadística descriptiva, utilizando la prueba de Shapiro-Wilk y Tukey HSD/Kramer., adicionalmente, se realizó 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 Multilayer.

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

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

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

MUESTRA	FUERZA APLICADA (N)
1	1207,48889
2	1550,86963
3	1367,98572
4	1211,98376
5	1032,25305
6	1537,01465
7	1454,87341
8	1212,78857
9	1194,46265
10	1107,54358
11	1484,12390
12	1688,90637
13	1216,55847
14	1228,36328
15	1225,05347
16	1570,07043
<b>MEDIA</b>	1330,64624
<b>MEDIANA</b>	1226,70837
<b>MÁXIMO</b>	1688,90637
<b>MÍNIMO</b>	1032,25305
<b>DS</b>	191,87990
<b>COEFICIENTE DE VARIACIÓN</b>	14,42005

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

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

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

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

Muestra	Fuerza aplicada (N)
1	1792,10974
2	1315,86316
3	1295,88599
4	1477,79187
5	1783,73816
6	1343,78760
7	1515,98010
8	1743,52234
9	1653,73291
10	1453,60571
11	1355,41589
12	1496,04736
13	1768,07397
14	1509,42346
15	1763,85510
16	1695,34875
<b>Media</b>	1560,26138
<b>Mediana</b>	1512,70178
<b>Máximo</b>	1792,10974
<b>Mínimo</b>	1295,88599
<b>DS</b>	181,51124
<b>Coeficiente de variación</b>	11,63339

**N= newtons DS= Desviación estándar**

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

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

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

<b>Muestra</b>	<b>Fuerza aplicada (N)</b>
1	1311,93799
2	1339,45386
3	1741,82983
4	945,76721
5	1585,95679
6	1005,47815
7	975,23175
8	886,90399
9	1238,37317
10	1194,51990
11	1554,57715
12	1092,13550
13	1201,82166
14	1284,08252
15	995,07648
16	1301,29248
<b>Media</b>	1228,40240
<b>Mediana</b>	1220,09741
<b>Máximo</b>	1741,82983
<b>Mínimo</b>	886,90399
<b>DS</b>	246,41763
<b>Coeficiente de variación</b>	20,06001

**N= newtons DS= Desviación estándar**

## Comparación de los grupos de estudio

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

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

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

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

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

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

GRUPO 1: Con una carga media de 1330,65 N, el zirconio de esta casa comercial presenta una desviación estándar de 191,8 N. El valor máximo alcanzó los 1688,91

N, mientras que el mínimo fue 1032,25 N. La mediana se sitúa en 1226,71 N, y el rango intercuartil es de 286,49 N.

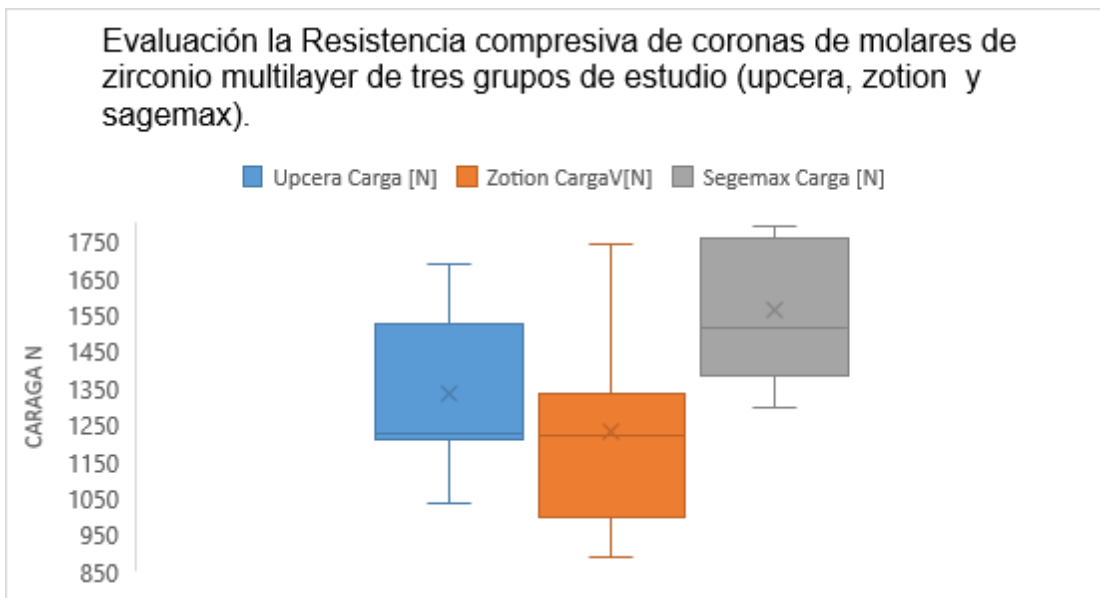
GRUPO 2: Para este tipo de zirconio, la carga media fue de 1228,40 N, con un error estándar de 61,60 N. El valor máximo alcanzado fue 1741,83 N, y el mínimo 886,90 N. La mediana fue 1220,10 N y el rango intercuartil fue de 315,94 N.

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

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

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

El valor de diferencia de 229,62 entre Grupo 1 y grupo 3, y de 331,86 entre grupo 2 y grupo 3, indica la magnitud de las diferencias entre estos grupos de estudio (Figura11). Por lo tanto, hay diferencia significativa entre los materiales de los tres grupos de estudio.



**Figura 11.** Comparación de Resistencia compresiva entre los grupos (carga máxima)

## Discusión

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

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

El estudio de Fraçkiewicz et al. (2023) comparó las propiedades mecánicas de dos tipos de óxido de zirconio: uno fresado y otro impreso en 3D, mostrando que no había diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos en un nivel de significancia del 0,01. Este estudio enfatiza la consistencia de las propiedades del zirconio, independientemente del método de producción, a diferencia de los resultados del presente estudio que muestran variaciones entre diferentes casas comerciales. A pesar de no encontrar diferencias entre fresado e impresión 3D, Fraçkiewicz et al. sugieren que los métodos de fabricación y las características geométricas pueden afectar la resistencia compresiva, lo cual puede ser relevante para explicar las diferencias observadas en tu estudio. (10)

En el estudio de Ille et al. (2023), se investigó el efecto de la exposición a saliva artificial ácida y termociclado en la resistencia compresiva de carillas oclusales de

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

Zaid Badr, et al. (2022), Compararon cuatro tipos diferentes de coronas de zirconio en términos de tasa de supervivencia y resistencia a la fractura después del termociclado y/o carga termomecánica en un simulador de masticación. Se utilizaron Coronas de zirconio parcialmente estabilizado (PSZ) con conjuntos de matrices de resina reforzada con fibra (N= 80) se fabricaron usando: multi-yttria-layered 5Y-PSZ/3Y-PSZ, multi-yttria-layered 5Y-PSZ/ 4Y-PSZ, monolithic 4Y-PSZ y monolítico 3Y-PSZ como control (n = 20). La mitad de las muestras de cada grupo se sometieron a una carga termomecánica de 110 N, 1,4 Hz, 1,2 millones de ciclos con termociclado simultáneo (10 000 ciclos, 5–55 °C). La otra mitad se sometió solo a termociclado. Las muestras se cargaron hasta el fallo para medir su resistencia a la fractura. Los datos se analizaron mediante ANOVA de dos vías y prueba post-hoc HSD de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ). Todas las muestras sobrevivieron a los protocolos de envejecimiento. El contenido de itria afectó significativamente la resistencia a la fractura de las coronas ( $p < 0,0001$ ). La resistencia media a la fractura, de mayor a

menor, fue de 1,5 a 2,5. Los más bajos fueron 3Y-PSZ, 4Y-PSZ, seguidos de los dos sistemas multicapa de itrio. La diferencia media entre los dos sistemas multicapa de itrio no fue estadísticamente significativa ( $p = 0,98$ ). El protocolo de carga mecánica no afectó la resistencia media a la fractura dentro de cada grupo ( $p = 0,18$ ). (12)

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

Este estudio evalúa la resistencia compresiva entre productos de diferentes grupos de estudio (Vivid, Sagemax, Zotion), muestra diferencias significativas en la resistencia compresiva, mientras que el estudio de Riedel et al. (2019) investiga la durabilidad de restauraciones dentales a lo largo de varios ciclos, indica que ciertas tecnologías, como Rapid Layer Technology (RLT), pueden mejorar la durabilidad de las restauraciones. Utiliza un enfoque basado en ciclos para simular el desgaste y

determinar el tiempo que sobreviven las restauraciones antes de fracturarse. La medida de éxito en el estudio de Riedel et al. (2019) se basa en la longevidad de las restauraciones durante pruebas de carga cíclica, mientras que el primer estudio se enfoca en resultados de resistencia compresiva en un momento específico. Por lo que ambos estudios juntos pueden ofrecer una visión más completa sobre la resistencia y durabilidad de los materiales dentales, pero desde ángulos distintos.

(6)

El estudio de Nada Heidari et al. (2022) investiga el efecto de diferentes estrategias de colocación realizadas en el área del conector sobre la resistencia a la fractura y el comportamiento a la fractura de prótesis dentales fijas (FDP) monolíticas multicapas de zirconio translúcida. Mientras que el presente estudio sobre las diferencias de resistencia compresiva entre Vivid, Sagemax, y Zotion examina cómo se comportan estos productos bajo carga. Ambos estudios proporcionan resultados cuantitativos para respaldar sus conclusiones. En el estudio de Nada Heidari et al., se muestra que No hubo diferencias significativas en las cargas de fractura entre la zirconia translúcida multicapa monolítica y los materiales de zirconia translúcida monolítica convencional ( $p > 0,05$ ). El estudio sobre las casas comerciales presenta diferencias significativas en la resistencia compresiva, indicando que los productos de estas casas tienen comportamientos distintos bajo carga. (13)

Aunque ambos estudios abordan la resistencia, el estudio de Nada Heidari et al. (2022) se centra en el comportamiento de fractura de las FDP con área del conector colocada en la capa translúcida difirió significativamente en comparación con las FDP con área del conector colocada en la capa de dentina y las FDP en el grupo de

control ( $p = 0,004$ ). Por el contrario, el estudio entre Vivid, Sagemax y Zotion analiza la resistencia compresiva general entre casas comerciales, mostrando diferencias significativas en sus valores. Los resultados de Nada Heidari et al. (2022) sugieren que el comportamiento de fractura de los FDP con área de conector colocada en la capa translúcida (5Y-TZP) difirió significativamente en comparación con los FDP con área de conector colocada en la capa de dentina (4Y-TZP) y los FDP en el grupo de control ( $p \leq 0,05$ ). Las FDP monolíticas fabricadas con circonia translúcida multicapa muestran una resistencia comparable a las FDP fabricadas con circonia translúcida convencional, pero con un comportamiento de fractura diferente. El presente estudio entre Vivid, Sagemax y Zotion mide valores de resistencia compresiva para comparar la magnitud de las diferencias entre los productos (13). El estudio apoya la hipótesis alterna, confirmando que los materiales de los tres grupos de estudio presentan comportamientos distintos bajo carga compresiva. Esto tiene implicaciones prácticas importantes para la elección de materiales en la odontología y la toma de decisiones clínicas.

## **Conclusiones**

- Los tres tipos de coronas monolíticas de zirconia multilayer evaluados en este estudio demostraron resistencias compresivas acordes a las exigencias funcionales de rehabilitación en molares.
- Las coronas del Grupo 3, fabricadas con una mayor concentración de óxido de Itrio, aluminio y otros óxidos, mostraron una resistencia compresiva superior, con diferencias estadísticamente significativas frente a los otros grupos, lo que sugiere que este material podría ser preferido en casos donde la durabilidad mecánica sea prioritaria.
- Teniendo en cuenta que, todos los materiales alcanzaron valores satisfactorios de resistencia, las tres opciones representan alternativas viables y prometedoras en tratamientos restaurativos. La selección final del material debe realizarse considerando tanto los requerimientos mecánicos como las necesidades estéticas individuales del paciente, para asegurar una rehabilitación óptima y personalizada.

## Referencias bibliográficas

1. Alqutaibi AY, Ghulam O, Krsoum M, Binmahmoud S, Taher H, Elmalky W, et al. Revolution of Current Dental Zirconia: A Comprehensive Review. *Molecules*. 1 de marzo de 2022;27(5).
2. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Future Dental Journal* [Internet]. 1 de diciembre de 2016 [citado 21 de febrero de 2023];2(2):55-64. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2314718016300398?via%3DiHub>
3. Libeck W, Elsayed A, Lehmann F, Kern M. Efficacy of Different Surface Treatments for Intraoral Repair of Veneered Zirconia Frameworks. *J Adhes Dent* [Internet]. 2017 [citado 21 de febrero de 2023];19(4):323-9. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28849798>
4. Torres Durán E, George Díaz E, Tami Parada IE, Gutiérrez Ortíz JJ. Comparación de la resistencia flexural de láminas elaboradas en tres tipos de dióxido de zirconio con dos tiempos de sinterización. *Revista Facultad de Odontología* [Internet]. 17 de noviembre de 2020 [citado 25 de febrero de 2023];32(2). Disponible en: <https://doaj-org.lgproxy.unicoc.edu.co/article/36ef7425bce34d768be2e04e39472c9a>
5. Bapat R, Yang H, Chaubal T, Dharmadhikari S, Abdulla A, Arora S, et al. Review on synthesis, properties and multifarious therapeutic applications of nanostructured zirconia in dentistry. *Royal society of chemistry* [Internet]. 11 de abril de 2022 [citado

- 8 de abril de 2023];1-21. Disponible en:  
<https://pubs.rsc.org/en/content/articlehtml/2022/ra/d2ra00006g>
6. Riedel C, Wendler M, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. In vitro lifetime of zirconium dioxide-based crowns veneered using Rapid Layer Technology. *Eur J Oral Sci* [Internet]. 1 de abril de 2019 [citado 25 de febrero de 2023];127(2):179-86. Disponible en: <https://eds-s-ebSCOhost-com.lgproxy.unicoc.edu.co/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=5&sid=11e3a4ea-5acc-4ae1-bef1-a1277ec2adbe%40redis>
  7. Turkyilmaz I, Wilkins GN, Varvara G. Tooth preparation, digital design and milling process considerations for CAD/CAM crowns: Understanding the transition from analog to digital workflow. *J Dent Sci*. 2021 Oct;16(4):1312–4.
  8. Frąckiewicz W, Królikowski M, Kwiatkowski K, Sobolewska E, Szymlet P, Tomasik M. Comparison of Dental Zirconium Oxide Ceramics Produced Using Additive and Removal Technology for Prosthodontics and Restorative Dentistry-Strength and Surface Tests: An In Vitro Study. *Materials (Basel)*. 2023;17(1):168. Published 2023 Dec 28. doi:10.3390/ma17010168
  9. Ceddia M, Lamberti L, Trentadue B. FEA Comparison of the Mechanical Behavior of Three Dental Crown Materials: Enamel, Ceramic, and Zirconia. *Materials*. 2024; 17(3):673. <https://doi.org/10.3390/ma17030673>
  10. Frąckiewicz W, Królikowski M, Kwiatkowski K, Sobolewska E, Szymlet P, Tomasik M. Comparison of Dental Zirconium Oxide Ceramics Produced Using Additive and Removal Technology for Prosthodontics and Restorative Dentistry-Strength and

Surface Tests: An In Vitro Study. *Materials (Basel)*. 2023;17(1):168. Published 2023 Dec 28. doi:10.3390/ma17010168

11. Ille, C., Moacă, EA., Pop, D. *et al.* Compressive strength evaluation of thin occlusal veneers from different CAD/CAM materials, before and after acidic saliva exposure. *Odontology* 111, 360–374 (2023). <https://doi.org/10.1007/s10266-022-00741-5>
12. Badr, Z., Culp, L., Duqum, I., Lim, C. H., Zhang, Y., & A. Sulaiman, T. (2022). Survivability and fracture resistance of monolithic and multi-yttria-layered zirconia crowns as a function of yttria content: A mastication simulation study. *Et al [Journal of Esthetic and Restorative Dentistry]*, 34(4), 633–640. <https://doi.org/10.1111/jerd.12907>
13. Heidari, N., Amawi, R., Seweryniak, P., Bakitian, F., & Vult von Steyern, P. (2022). Fracture resistance and fracture behaviour of monolithic multi-layered translucent Zirconia fixed dental prostheses with different placing strategies of connector: An in vitro study. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 14, 61–69. <https://doi.org/10.2147/ccide.s344941>