

Artículo de investigación Original.

Carga de fractura en coronas monolíticas de zirconia multicapa de tres fabricantes. estudio *in vitro*.

Neil Duvan Gutierrez Echavarria¹, Juan José Perico Gómez¹.

1. Estudiantes, Especialización en Rehabilitación Oral. Institución Universitaria Colegios de Colombia Unicoc. Cali.

Resumen

Antecedentes: Las coronas de zirconia multicapa han ganado popularidad en rehabilitación oral por combinar estética gradiente y resistencia mecánica. Sin embargo, existen vacíos en la literatura sobre las diferencias en la carga de fractura entre marcas comerciales, variable crítica para su selección en pacientes con hábitos parafuncionales. Estudios previos han evaluado la zirconia monolítica, pero pocos se centran en versiones multicapa bajo condiciones estandarizadas.

Objetivo: Comparar *in vitro* la carga de fractura de coronas monolíticas fabricadas con discos de zirconia multicapa de tres marcas comerciales: BeautyZir, Upcera y Yucera.

Métodos: Se realizó un estudio experimental comparativo con 30 coronas monolíticas fabricadas con discos de zirconia multicapa, distribuidos así: 10 coronas de ST + Multilayer® Beauty Zir, 10 coronas 4D Plus® Yucera y 10 coronas Explore® Upcera. Para la fabricación del pilar se realizó preparación para corona con terminación tipo chanfer en diente de ivorina (#16), a este se le realizó escaneado con el sistema intraoral TRIOS 3 (3Shape®), al archivo STL resultante se realizó sinterizado laser en Cromo-Cobalto para obtener el pilar para asentamiento de las coronas. El diseño de las coronas fue realizado en el software Exocad® con una profundidad de 2.1 mm en la fosa central. Las coronas se fresaron según las especificaciones de cada marca y se sometieron a prueba de carga de fractura en una máquina universal Instron®, aplicando fuerza axial mediante una esfera metálica de 12 mm de diámetro a una velocidad de 3 mm/s. Los datos fueron recolectados en el Software Excel y se analizaron con ANOVA unidireccional y



prueba post hoc de Tukey ($\alpha = 0.05$), previa verificación de normalidad (Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk).

Resultados: Las cargas de fractura medias ($\pm$ DE) fueron: ST + Multilayer®: 1807 N ($\pm$ 463), Explore®: 1682 N ($\pm$ 368), Explore®: 1173 N ($\pm$ 183). ANOVA reveló diferencias significativas entre grupos (* $p = 0.001^*$). La prueba de Tukey mostró: Diferencias significativas entre Yucera-Upcera (* $p = 0.010^*$) y Yucera-BeautyZir (* $p = 0.001^*$) y sin diferencias entre Upcera-BeautyZir (* $p = 0.719^*$). Todas las marcas superaron el rango de fuerzas masticatorias fisiológicas (133–727 N), pero Yucera presentó el menor margen de seguridad (1173 N). La alta desviación estándar en BeautyZir ($\pm$ 463 N) sugiere variabilidad en su calidad de fabricación.

Conclusiones: Las tres marcas de zirconia multicapa evaluadas resisten fuerzas oclusales normales, pero Upcera y BeautyZir son más adecuadas para pacientes con riesgo de cargas elevadas. La ausencia de diferencias entre Upcera y BeautyZir respalda su uso intercambiable en contextos clínicos. La menor resistencia de Yucera y la alta dispersión en BeautyZir enfatizan la necesidad de controles de calidad rigurosos durante la fabricación. Futuros estudios deberían integrar termociclado, cementación y seguimiento *in vivo* para validar estos hallazgos en condiciones clínicas realistas.

Palabras clave:

Zirconia multicapa monolítica; corona dental; carga de fractura; propiedades mecánicas

Fracture load of monolithic multilayer zirconia crowns from three manufacturers: an *in vitro* study.

Abstract

Background: Multilayer zirconia crowns have gained popularity in oral rehabilitation due to their gradient aesthetics and mechanical strength. However, gaps persist in the literature regarding fracture load differences among commercial brands—a critical factor for material selection in patients with parafunctional habits. While previous studies have evaluated monolithic zirconia, few focus on multilayer variants under standardized conditions.

Objective: To compare the *in vitro* fracture load of monolithic crowns fabricated using multilayer zirconia discs from three commercial brands: BeautyZir, Upcera, and Yucera.

Methods: A comparative experimental study was conducted with 30 monolithic crowns fabricated from multilayer zirconia discs, divided into three groups: 10 crowns from ST + Multilayer® BeautyZir, 10 from 4D Plus® Yucera, and 10 from Explore® Upcera. A chamfer finish preparation was performed on an ivory tooth (#16) to create an abutment, which was scanned using the TRIOS 3 intraoral system (3Shape®). The resulting STL file was used to fabricate a laser-sintered cobalt-chromium abutment. Crown design was performed in Exocad® software with a 2.1 mm central fossa depth. Crowns were milled according to manufacturer specifications and subjected to fracture load testing on an Instron® universal testing machine, applying axial force via a 12 mm diameter metal sphere at 3 mm/s. Data were analyzed using one-way ANOVA and Tukey's post hoc test ($\alpha = 0.05$), following normality verification (Kolmogorov-Smirnov and Shapiro-Wilk).

Results: Mean fracture loads ($\pm$ SD) were: ST + Multilayer®: 1807 N ($\pm$ 463), Explore® Upcera: 1682 N ($\pm$ 368), and 4D Plus® Yucera: 1173 N ($\pm$ 183). ANOVA revealed significant intergroup differences (* $p = 0.001^*$). Tukey's test showed significant differences between Yucera-Upcera (* $p = 0.010^*$) and Yucera-BeautyZir (* $p = 0.001^*$), but not between Upcera-BeautyZir (* $p = 0.719^*$). All brands exceeded physiological masticatory forces (133–727 N), but Yucera had the lowest safety margin (1173 N). BeautyZir's high standard deviation ($\pm$ 463 N) suggested manufacturing variability. **Conclusions:** All three multilayer zirconia brands withstand normal occlusal forces, but Upcera and BeautyZir are more suitable for patients at risk of high loads. The lack of differences between Upcera and BeautyZir supports their interchangeable use clinically. Yucera's lower strength and BeautyZir's high variability emphasize the need for rigorous quality controls. Future studies should

integrate thermocycling, cementation, and in vivo follow-up to validate findings under clinical conditions.

Keywords

Multilayer monolithic zirconia; dental crown; fracture loads; mechanical properties

CARGA DE FRACTURA EN CORONAS MONOLITICAS DE ZIRCONIA MULTICAPA DE TRES FABRICANTES. ESTUDIO *IN VITRO*.

Introducción

La evolución de los materiales dentales ha permitido el desarrollo de restauraciones cada vez más estéticas y funcionales. En el campo de la rehabilitación oral, las coronas elaboradas en zirconia monolítica se han consolidado como una alternativa confiable debido a su alta resistencia mecánica(1), biocompatibilidad(2) y buenas propiedades ópticas. Entre las variaciones de este material, la zirconia multicapa ha ganado protagonismo por ofrecer una mejor transición cromática sin comprometer la integridad estructural de la restauración(3, 4).

Sin embargo, existen múltiples marcas comerciales que ofrecen discos de zirconia multicapa con características y tecnologías de fabricación propias, lo que podría influir en el comportamiento mecánico final de las restauraciones(4). Dentro de los factores críticos a evaluar en estos materiales se encuentra la carga de fractura, entendida como la fuerza máxima que una corona puede resistir antes de fracturarse, y que resulta fundamental para garantizar la longevidad clínica de las restauraciones especialmente en sectores posteriores de alta demanda funcional.

Las propiedades mecánicas de los materiales de restauración son fundamentales para soportar las fuerzas ejercidas por el sistema masticatorio sobre las piezas dentarias. Estas fuerzas varían entre 133 N y 727 N(5), siendo los molares los dientes que soportan mayor carga oclusal, con un rango aproximado de 600 a 750 N, seguidos por caninos e incisivos, con cargas de 350 N y 200 N respectivamente. Por esta razón, las restauraciones en el sector posterior están destinadas a resistir grandes fuerzas compresivas, lo que exige una adecuada selección del material restaurador, que sea capaz de garantizar longevidad clínica bajo situaciones de estrés funcional.

En los últimos años, y gracias al avance en los sistemas adhesivos, las cerámicas, especialmente la zirconia,(6) han ganado popularidad debido a sus excelentes propiedades mecánicas y su alta resistencia en comparación con las cerámicas con matriz vítrea(7). Inicialmente, la zirconia presentaba limitaciones estéticas frente a otras cerámicas(7), lo cual motivó a los clínicos a recurrir a técnicas adicionales como la estratificación con cerámicas de recubrimiento. No obstante, estas técnicas aumentaban el riesgo de fallas como el “chipping”(8,9). Con la introducción de los discos de zirconia multicapa, las casas comerciales buscaron mejorar la estética directamente desde el material, gracias a la gradación interna de color y translucidez en el disco(3,9,10).

La rehabilitación oral con prótesis fabricadas con zirconia se ha posicionado como una alternativa óptima por su durabilidad y estética, especialmente en poblaciones con alta prevalencia de edentulismo. En Colombia, este problema de salud pública adquiere dimensiones críticas: según el ENSAB IV(11), el 41,19 % de la población presenta edentulismo parcial, con una incidencia de 12,17 casos por cada 100.000 habitantes. Esta situación se agrava ante el progresivo aumento de la esperanza de vida, ya que el envejecimiento se correlaciona directamente con la pérdida dentaria acumulativa(12). Dicha realidad clínica exige soluciones restauradoras que combinen resistencia mecánica para soportar décadas de función masticatoria y estética para preservar la armonía orofacial, características intrínsecas de la zirconia multicapa.

Sin embargo, las formulaciones y tecnologías de fabricación de la zirconia multicapa varían según el fabricante, lo que puede influir en su comportamiento clínico(4), especialmente en lo que respecta a la carga de fractura, entendida como la fuerza máxima que una restauración puede resistir antes de fracturarse. La falta de estudios independientes y comparativos sobre este parámetro en diferentes marcas comerciales de zirconia multicapa representa una limitación significativa en la toma de decisiones clínicas, pudiendo derivar en la selección inadecuada del material y en el eventual fracaso de la rehabilitación (14).

De acuerdo con lo enunciado anteriormente, se hace necesario generar evidencia objetiva y libre de conflictos de interés sobre el desempeño mecánico de los discos de zirconia multicapa disponibles en el mercado, a fin de optimizar la práctica clínica en rehabilitación oral y mejorar los resultados funcionales y estéticos a largo plazo.

Materiales y métodos

Diseño del estudio: El presente estudio sigue un diseño experimental *in vitro* de tipo comparativo, orientado a evaluar la carga de fractura de coronas monolíticas fabricadas con zirconia multicapa de tres marcas comerciales.

Población: 30 coronas monolíticas fabricadas con discos de zirconia multicapa, distribuidas así: 10 coronas de ST + Multilayer® Beauty Zir, 10 coronas 4D Plus® Yucera y 10 coronas Explore® Upcera.

Muestreo: se realizó un cálculo de potencia estadística mediante el software G*Power (versión 3.1.9.7), con los siguientes parámetros:

- Nivel de significancia (α): 0.05 (probabilidad de error tipo I del 5%).
- Potencia estadística ($1-\beta$): 95% (probabilidad de detectar diferencias si existen).

- Tamaño del efecto (f): 0.30 (basado en estudios previos similares con zirconia multicapa).
- Número de grupos: 3.

El cálculo arrojó un tamaño muestral mínimo de 9 muestras por grupo. Para aumentar la robustez del estudio, mitigar posibles pérdidas por defectos de fabricación y concordar con estudios previos, se definió un n = 10 por grupo.

Fabricación de pilar y coronas:

Se utilizó un diente de ivorina (N° 26) al cual se le realizó una preparación para corona completa con terminación tipo chamfer de 360°, utilizando como guía una matriz de silicona de condensación (Protesil Labor®, Vanini Dental Industries) previamente confeccionada para conservar la anatomía original y controlar el desgaste axial y oclusal. Posteriormente, el modelo preparado fue escaneado mediante un escáner intraoral TRIOS 3 Wireless® (3Shape, Dinamarca), generando un archivo en formato STL. A partir de dicho archivo, se diseñó digitalmente un pilar de soporte con software CAD y su fabricación fue realizada por la compañía Phibo® (Colombia), empleando tecnología de sinterización láser en aleación de cromo-cobalto (CoCr).

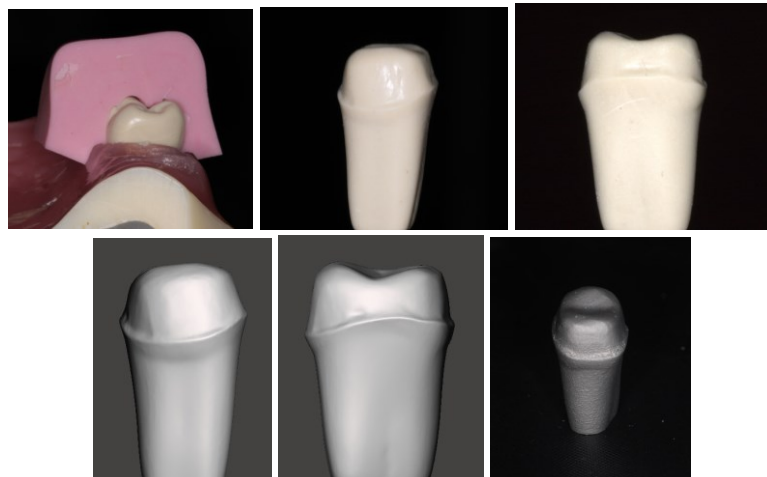


Ilustración 1. A. Matriz de silicona en modelo de ivorina. B. Vista vestibular de la preparación del pilar en modelo de ivorina. C. Vista mesial de la preparación del pilar en modelo de ivorina. D. Vista vestibular del modelo escaneado. E. Vista mesial del modelo escaneado. F. Muñón fabricado mediante sinterización.

El diseño de las coronas monolíticas fue realizado mediante el software CAD DentalCAD 3.2 Elefsina® (exocad). Posteriormente, el maquinado CAM fue ejecutado en una fresadora de cinco ejes Upcera A51®, utilizando fresas de 0.6 mm. Finalizado el fresado, las estructuras fueron sometidas a un proceso de sinterización en el horno Zirkonofen 600® (Zirkonzahn, Italia), siguiendo los

protocolos térmicos recomendados por cada fabricante para su respectiva zirconia multicapa.

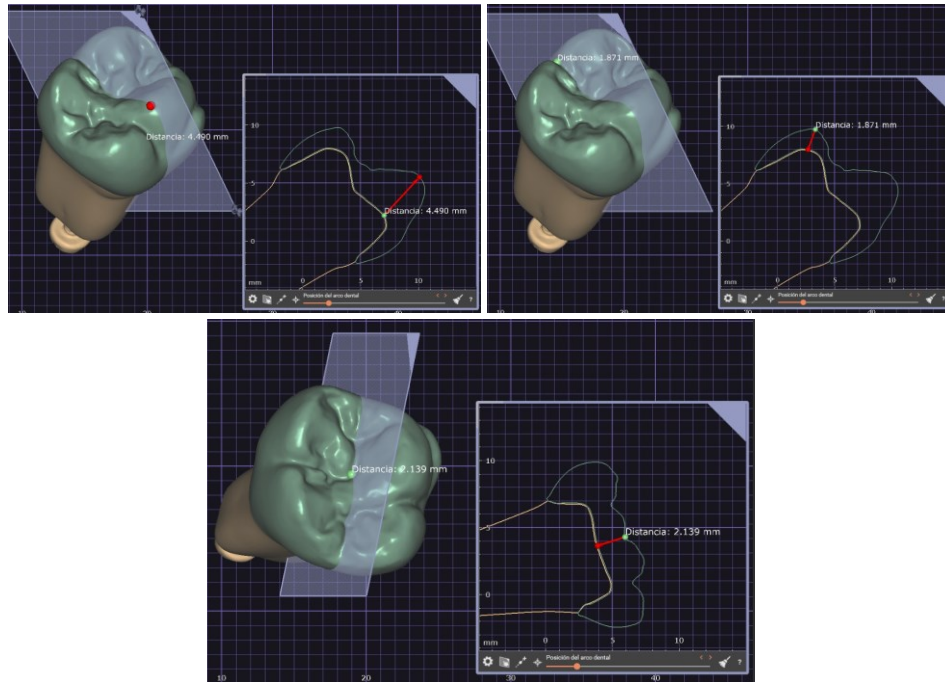


Ilustración 2. A. Diseño de corona en software Exocad. Medida cúspide MP. B. Diseño de corona en software Exocad. Medida cúspide MV. C. Diseño de corona en software Exocad. Medida desde el pilar hasta la fosa central.

Pruebas de carga de fractura:

Cada corona fue asentada manualmente sobre su respectivo pilar metálico, asegurando un ajuste pasivo sin intervención adhesiva. Para la prueba mecánica, se utilizó una esfera metálica de 12 mm de diámetro, con el fin de distribuir homogéneamente la carga aplicada sobre la superficie oclusal. La esfera fue posicionada en la fosa central de cada corona, alineando el eje de carga de forma perpendicular al plano oclusal. Posteriormente, el conjunto pilar-corona fue fijado en una máquina de ensayos universales (Instron®), y se aplicó una carga axial progresiva a una velocidad constante de 3 mm/s hasta la fractura completa de la restauración.



Ilustración 1. A. Corona monolítica de zirconia multicapa sobre su pilar metálico lista para la prueba de fuerza B. Esfera metálica sobre la corona recibiendo fuerza de la máquina de ensayo universal INSTRON.

Los valores correspondientes a la fuerza máxima aplicada (en Newtons) antes de la fractura de cada corona fueron registrados en una hoja de cálculo de Microsoft Excel® (Microsoft Corp., EE. UU.). Previamente a la ejecución de las pruebas definitivas, se llevó a cabo un protocolo piloto con el fin de estandarizar el procedimiento experimental y garantizar la reproducibilidad de las condiciones de carga para las tres marcas comerciales evaluadas.

Análisis estadístico:

Los datos obtenidos fueron procesados mediante el software IBM SPSS Statistics versión 26 (IBM Corp., Armonk, NY, EE. UU.). Se evaluó la normalidad de la distribución mediante las pruebas de Kolmogorov-Smirnov ($p = 0.200$) y Shapiro-Wilk ($p = 0.075$), obteniéndose valores de $p > 0.05$ en ambas, lo que confirmó la distribución normal de los datos. En función de este resultado, se aplicó un análisis de varianza de un factor (ANOVA) para comparar las medias de carga de fractura entre los tres grupos experimentales. Al identificarse diferencias estadísticamente significativas en el ANOVA, se procedió con la prueba post hoc de Tukey HSD, con el objetivo de determinar entre qué pares de grupos se presentaban dichas diferencias.

Consideraciones éticas:

De acuerdo con lo establecido en la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia, que reglamenta las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, esta investigación fue clasificada como sin riesgo, dado que no implicó intervención ni interacción directa con seres humanos, ni el uso de información sensible o identificable de carácter personal.

Resultados

La Tabla 1 presenta los valores individuales de carga de fractura (en Newtons) obtenidos para las coronas monolíticas fabricadas con zirconia multicapa de tres fabricantes comerciales. El valor más alto registrado correspondió a la muestra 1 del grupo BeautyZir®, mientras que el valor más bajo fue observado en la muestra 5 del grupo Yucera®.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>BeautyZir</i>	2357	2679	2093	1955	1762	1195	1408	1607	1534	1475
<i>Upcera</i>	1568	1064	2284	1960	1744	1696	1236	2082	1553	1633
<i>Yucera</i>	1193	1140	1008	1026	993	1184	1324	1008	1569	1282

Tabla 1. Fuerza máxima en N

La Tabla 2 resume las medidas de tendencia central y dispersión correspondientes a la carga de fractura (en Newtons) para cada grupo experimental. Aunque el grupo BeautyZir® registró los valores promedio más altos, también presentó la desviación estándar más elevada, lo que indica una mayor variabilidad entre sus muestras. Por el contrario, el grupo Yucera® mostró los valores promedio más bajos, pero con una desviación estándar menor, lo que sugiere una mayor homogeneidad y, posiblemente, una mayor previsibilidad en su comportamiento mecánico.

<i>Marca</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Mediana</i>	<i>Media (DE)</i>	<i>Percentil 25</i>	<i>Percentil 75</i>
<i>Yucera</i>	993	1569	1162	1173 (±183)	1008	1282
<i>Upcera</i>	1064	2284	1665	1682 (±368)	1553	1960
<i>BeautiZir</i>	1195	2679	1685	1807 (±463)	1475	2093

Tabla 2. Resumen medidas de tendencia central y dispersión de carga de fractura en N.

En gráfico 1 se muestran medianas, cuartiles y valores atípicos de cada grupo.

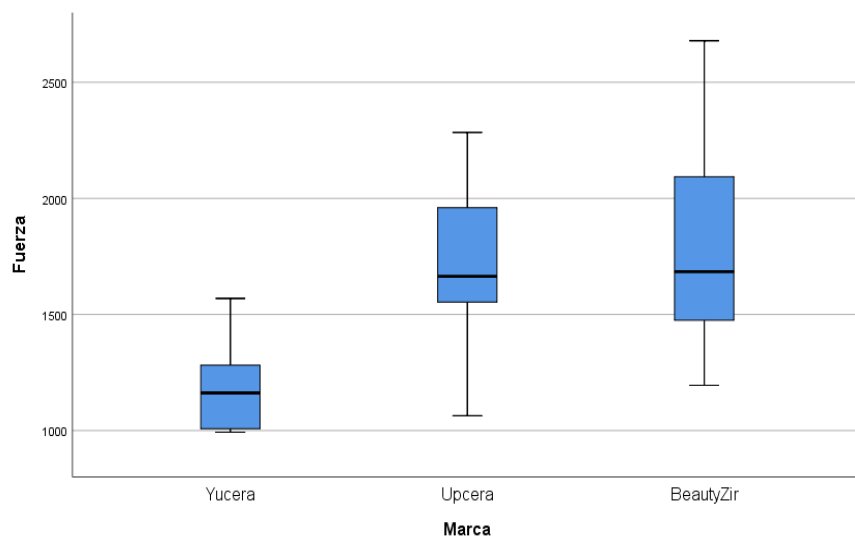


Gráfico 1. Gráfico tablas y bigotes de carga de fractura de coronas fabricadas en 3 diferentes marcas de casas comerciales de zirconia multilayer.

La comparación de las medias de carga de fractura entre los tres grupos experimentales se realizó mediante un análisis de varianza de un factor (ANOVA unidireccional), el cual reveló diferencias estadísticamente significativas entre las marcas evaluadas ($p = 0.001$). Como prueba post hoc, se aplicó el test de Tukey HSD para identificar las comparaciones específicas con diferencias significativas.

La Tabla 3 resume los resultados de esta prueba, en la cual se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre Yucera® y Upcera® ($p = 0.010$), así como entre Yucera® y BeautyZir® ($p = 0.001$). No se observaron diferencias significativas entre Upcera® y BeautyZir® ($p = 0.719$).

Marcas		Diferencia de medias	Desv. Error	Sig.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Yucera	Upcera	-509.300*	159,752	0,010	-905,39	-113,21
	BeautyZir	-633.800*	159,752	0,001	-1029,89	-237,71
Upcera	Yucera	509.300*	159,752	0,010	113,21	905,39
	BeautyZir	-124,500	159,752	0,719	-520,59	271,59
BeautyZir	Yucera	633.800*	159,752	0,001	237,71	1029,89
	Upcera	124,500	159,752	0,719	-271,59	520,59

Tabla 3. Prueba de Tukey

Discusión

Los resultados de este estudio evidencian diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.001$) en la carga de fractura de coronas monolíticas fabricadas con zirconia multicapa, entre las tres marcas comerciales evaluadas. Los valores promedio más elevados fueron registrados por BeautyZir® ($1807 \text{ N} \pm 463$) y Upcera® ($1682 \text{ N} \pm 368$), lo que sugiere un mejor desempeño mecánico frente a Yucera®, que presentó el valor promedio más bajo ($1173 \text{ N} \pm 183$). En conjunto, los valores medios de carga de fractura oscilaron entre 1173 N y 1807 N . Estos hallazgos son consistentes con estudios previos que destacan la influencia de factores como la composición química, el diseño estructural y los protocolos de fabricación en la resistencia mecánica de la zirconia multicapa (4,14). Las diferencias observadas refuerzan la necesidad de considerar no solo la marca comercial, sino también las propiedades microestructurales y el control de calidad en la selección clínica de este material.

En el estudio realizado por Ting Sun et al. (2014), se *resalta* que tanto el *grosor* de la corona como su diseño estructural son factores críticos para garantizar su integridad bajo condiciones de carga oclusal (15). En el presente trabajo, se estandarizó una profundidad de 2.1 mm en la fosa central —área sobre la cual se aplicó la carga—, dentro del rango recomendado por Sun et al. para equilibrar resistencia y estética. Sin embargo, las diferencias estadísticamente significativas entre grupos ($p = 0.001$) sugieren que, más allá del grosor, la disposición de las capas en la zirconia multicapa y las propiedades intrínsecas de cada sistema desempeñan un papel determinante. Este planteamiento se alinea con lo reportado por Xuejing Li et al. (16), quienes demostraron que la profundidad de fresado en discos multicapa afecta la resistencia: las capas ubicadas más cerca de la zona "dentina" del disco —es decir, las más internas— ofrecen mayor carga de fractura que aquellas próximas a la superficie tipo esmalte. Aunque el presente estudio no controló la orientación del bloque durante el fresado, es plausible que variaciones intermarca en este aspecto contribuyan a explicar los resultados observados, en particular en el grupo Yucera®, que mostró el menor promedio de resistencia (1173 N).

Los datos técnicos consignados en las fichas de seguridad (SDS) de los fabricantes revelan una diferencia estructural, mientras ST+Multilayer de BeautyZir® e Explore de Upcera® emplean sistemas de 5 capas graduales, 4D pro de Yucera® utiliza una arquitectura de 8 capas más delgadas. Esta estratificación incrementada en Yucera® busca optimizar la translucidez estética mediante mayores concentraciones

de itria en capas superficiales, promoviendo así la fase cúbica traslúcida. Sin embargo, esta ventaja estética conlleva un costo mecánico: por un lado, el aumento de contenido de itria reduce la transformación de fase tetragonal, mecanismo clave para la tenacidad del material; además, cada interfaz entre capas actúa como concentrador de tensiones debido a los coeficientes térmicos entre capas, lo que induce microgrietas durante el sinterizado; finalmente, la mayor proporción de fase cúbica disminuye la resistencia intrínseca. Estos factores explican sinérgicamente la menor carga de fractura de Yucera®, evidenciando que las estrategias para maximizar la estética mediante multicapas complejas comprometen la integridad biomecánica en zonas de alto estrés oclusal.

Junichi Honda et al. (2020) reportaron cargas de fractura notablemente superiores (6610 N) en coronas de zirconia multicapa (Katana Zirconia ML) sobre implantes de titanio(17). En este estudio, las coronas, con un grosor uniforme de 2.5 mm, fueron diseñadas con un orificio de 2.7 mm de diámetro para adaptarse a un pilar de implante, simulando condiciones oclusales realistas. A pesar de la presencia de esta discontinuidad geométrica, la elevada resistencia registrada sugiere que el espesor incrementado (2.5 mm) y las características del material multicapa compensaron potenciales puntos críticos de fractura. Estos hallazgos contrastan con estudios que evaluaron espesores menores (1.5 mm), como el de Sun et al. (2014), donde la carga máxima fue de 4,109.9 N(15). La diferencia subraya no solo la relación directa entre grosor y resistencia, sino también el impacto de factores como el diseño estructural y la tecnología de materiales multicapa en el desempeño biomecánico. Sin embargo, estas discrepancias podrían atribuirse también a diferencias metodológicas clave como que las coronas fueron cementadas en los pilares de titanio, en estos casos el cemento puede ayudar a distribuir mejor las cargas que el pilar de cromo-cobalto no cementado de nuestro estudio. El cemento actúa como amortiguador de tensiones(18), lo que podría explicar su mayor resistencia, además, su protocolo incluyó envejecimiento artificial, mientras que nuestro estudio evaluó la resistencia inmediata postfabricación. Las coronas de Honda et al. tenían 2.5 mm(17) comparadas con 2.1 mm en el presente estudio, lo que, según Sun et al. (2014), incrementaría la resistencia(15).

En estudios con coronas monolíticas fabricadas con zirconia no multicapa, como el de Takashi Nakamura et al. en el año 2020 (19), se registraron cargas de fractura extremadamente altas (10,610 N), posiblemente debido a la homogeneidad estructural de la zirconia monolítica. No obstante, el protocolo de cementación de la corona al pilar, su velocidad de carga (0.5 mm/s) y la esfera de aplicación de fuerza más pequeña (7 mm) dificultan la comparación directa. Por otro lado, Keisuke Nakamura et al. (2015) reportaron valores más cercanos al del presente estudio (1669 ± 311 N) en coronas monolíticas de 0.6 mm de espesor sobre pilares de

resina, utilizando una esfera de 6 mm(20). La similitud sugiere que, aunque la zirconia multicapa ofrece ventajas estéticas, su resistencia podría ser inferior a la de la zirconia monolítica no multicapa en ciertos escenarios clínicos.

Los resultados del presente estudio coinciden con investigaciones previas que analizan factores críticos en la resistencia de zirconia. En el trabajo de Abdulmajeed et al. (2020)(9) se observa que la concentración de itria en las formulaciones de zirconia influye directamente en la carga de fractura, ya que variaciones en este componente modifican la estabilidad de la fase tetragonal, clave para la transformación de tensión y la tenacidad del material. Además, dicho estudio, que empleó discos de zirconia multicapa, similares a los evaluados en la presente investigación, demostró que el grosor es un factor determinante pues reducciones de espesor se asociaron con disminuciones drásticas en las propiedades mecánicas, un hallazgo consistente con los datos obtenidos en el presente modelo experimental. Es relevante destacar que Abdulmajeed et al. sometieron sus especímenes a cargas dinámicas que simulaban ciclos de masticación, un enfoque que incrementa la validez clínica al replicar fuerzas oclusales realistas. Estos resultados, en conjunto, refuerzan la necesidad de considerar no solo la composición química y la tecnología de fabricación, sino también los parámetros geométricos durante el diseño de restauraciones de zirconia, optimizando así su durabilidad en entornos funcionales.

Las diferencias entre marcas resaltan la importancia de seleccionar zirconias multicapa validadas científicamente. Por ejemplo, Yucera mostró una resistencia significativamente menor que Upcera y BeautiZir, lo que podría relacionarse con su microestructura o estrategia de fresado. Sin embargo, se requieren estudios adicionales que controlen variables como la posición de las capas en el disco; fresar cerca de la capa de la dentina del disco podría optimizar la resistencia y la omisión de termociclado limita la extrapolación a largo plazo.

Los resultados de este estudio adquieren especial importancia al contrastarlos con las demandas biomecánicas del entorno oral. Ting Sun et al. (2014) (14)destacan que las coronas de zirconia monolítica, debido a su estabilidad mecánica y alta carga de fractura, son ideales para pacientes con hábitos parafuncionales, donde las fuerzas oclusales pueden superar los 1000 N. En el presente estudio, incluso la marca con menor resistencia media (Yucera: 1173 N) supera ampliamente el rango de fuerzas masticatorias reportado por Gélvez Vera et al. (2016) (133–727 N), lo que sugiere que las tres marcas evaluadas poseen una capacidad de carga suficiente para resistir las demandas funcionales en pacientes sin parafunciones severas. Sin embargo, en casos de bruxismo o fuerzas excéntricas prolongadas, marcas como BeautiZir (1807 N) o Upcera (1682 N) ofrecerían un margen de seguridad mayor, alineándose con la recomendación de Sun et al. de priorizar

zirconia monolítica en contextos de alto riesgo. Estos hallazgos refuerzan la utilidad clínica de las zirconias multicapa, que combinan resistencia adaptada a capas (Li et al., 2021) con estética gradiente, sin comprometer la integridad de la restauración.

Es importante resaltar que la carga de fractura de las zirconias multicapa no depende exclusivamente del grosor o diseño, sino de una sinergia de factores termodinámicos y microestructurales. Más allá de la concentración de itria que incrementa la proporción de fase cúbica traslúcida pero reduce la tenacidad al suprimir la transformación martensítica útil, variables críticas como los protocolos de sinterizado, las tasas de enfriamiento o enfriamientos rápidos que generan tensiones residuales y la distribución de fases cristalinas (% fase tetragonal vs. cúbica), determinan el desempeño mecánico final. Esta multicausalidad explica por qué Yucera® que presenta 8 capas de estratificación y mayor porcentaje de traslucidez en sus capas mostró menor resistencia frente a BeautyZir casa comercial que incluye 5 capas y menor porcentaje de traslucidez. Fundamentalmente, las zirconias con mayor fase tetragonal preservan su mecanismo de transformación inducida por tensión: ante una grieta, la transición tetragonal → monoclinica genera una expansión volumétrica local (~5%) que comprime la fisura y disipa energía, aumentando la tenacidad a fractura. Cuando este mecanismo se pierde por exceso de itria que lleva a una dominancia de fase cúbica estable pero frágil, el material depende únicamente de su resistencia intrínseca, resultando en fallas prematuras bajo cargas oclusales elevadas. Estos hallazgos subrayan que optimizar zirconias multicapa requiere equilibrar estética controlando el número de capas y el porcentaje de itria con integridad termomecánica mediante el control de sinterizado, enfriamiento gradual y preservación de fase tetragonal funcional.

Conclusiones

Este estudio *in vitro* demostró que las coronas monolíticas de zirconia multicapa de las tres marcas evaluadas (Yucera, Upcera y BeautiZir) presentan cargas de fractura suficientes para resistir las fuerzas oclusales fisiológicas reportadas en la literatura (133–727 N), con valores medios que oscilaron entre 1173 N (± 183) y 1807 N (± 463). Sin embargo, se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre las marcas donde Yucera mostró la menor resistencia (1173 N), siendo significativamente inferior a Upcera (1682 N; $*p = 0.010^*$) y a BeautiZir (1807 N; $*p = 0.001^*$). Además, no se encontraron diferencias entre Upcera y BeautiZir ($*p = 0.719^*$), lo que sugiere que ambas ofrecen un desempeño mecánico comparable bajo las condiciones evaluadas.

Las desviaciones estándar registradas revelaron una mayor variabilidad en BeautiZir (± 463 N), posiblemente asociada a inconsistencias en la microestructura de las capas, variaciones durante el proceso de fresado/sinterizado o al posicionamiento del fresado dentro del disco multicapa. En contraste, Yucera mostró la menor dispersión (± 183 N), indicando una homogeneidad que, paradójicamente, no se tradujo en mayor resistencia.

Desde una perspectiva clínica, estos resultados respaldan el uso de las tres marcas en pacientes con fuerzas masticatorias normales. No obstante, en casos de alto riesgo, Upcera y BeautiZir serían opciones preferibles debido a su mayor margen de seguridad. Futuras investigaciones deberían explorar cómo variables como el termociclado, la cementación adhesiva y la posición de fresado en el disco multicapa afectan la resistencia a largo plazo, asegurando

Recomendaciones

A partir de los resultados obtenidos, se proponen las siguientes recomendaciones:

- Aunque el uso de coronas (en lugar de muestras simplificadas) buscó replicar condiciones clínicas realistas, futuros estudios deberían seguir protocolos normalizados (ej. Normas **ISO** para cerámicas dentales) en el diseño de especímenes y ensayos mecánicos. Esto facilitaría la comparación entre investigaciones, sin sacrificar la relevancia clínica.
- Incorporar termociclado y cargas cíclicas (masticación simulada con equipos como Chewing Simulator) para evaluar la resistencia a fatiga. Esto replicaría el desgaste progresivo por humedad y fuerzas repetitivas, identificando si las diferencias entre marcas persisten tras años de función clínica.
- Validar los resultados *in vitro* con seguimientos *in vivo* a 5 años, monitoreando fracturas o desgastes en pacientes con coronas de las marcas estudiadas.
- Evaluar el impacto de cementos adhesivos en la resistencia compresiva final.
- Implementar análisis de elementos finitos para mapear la distribución de tensiones y de carga en coronas de zirconia bajo carga oclusal simulada.

Agradecimientos

Deseamos expresar nuestros más sinceros agradecimientos a la Institución Universitaria Colegios de Colombia UNICOC, por brindarnos la oportunidad de realizar este estudio. A nuestros directores de tesis, al Dr. Camilo Gálvez por su

orientación y paciencia a lo largo del proceso. Al Dra. Alejandra Ordoñez, por su valioso apoyo en la metodología de la investigación y por su ayuda en el análisis de datos. Finalmente, a nuestros compañeros y amigos, por su constante apoyo y estímulo.

Conflicto de interés

Los autores declaran no tener conflicto de interés.

Bibliografía

1. Arellano Moncayo AM, Peñate L, Arregui M, Giner-Tarrida L, Cedeño R. State of the Art of Different Zirconia Materials and Their Indications According to Evidence-Based Clinical Performance: A Narrative Review. Vol. 11, Dentistry Journal. MDPI; 2023.
2. Nevarez-Rascon A, González-Lopez S, Acosta-Torres LS, Nevarez-Rascon MM, Orrantia-Borunda E. Synthesis, biocompatibility and mechanical properties of ZrO₂-Al₂O₃ ceramics composites. Dent Mater J. 2016;35(3):392–8.
3. Kang CM, Peng TY, Wu YA, Hsieh CF, Chi MC, Wu HY, et al. Comparison of Optical Properties and Fracture Loads of Multilayer Monolithic Zirconia Crowns with Different Yttria Levels. J Funct Biomater. 2024 Aug 1;15(8).
4. Solá-Ruiz MF, Rico-Coderch A, Montiel-Company JM, Fons-Badal C, Verdejo-Solá B, Agustín-Panadero R. Influence of the chemical composition of monolithic zirconia on its optical and mechanical properties. Systematic review and metaregression. J Prosthodont Res. 2022;66(2):193–207.
5. Gélvez Vera MA, Velosa Porras J, Pérez Gutiérrez B. Efecto de las fuerzas oclusales sobre el periodonto analizado por elementos finitos / Effect of occlusal forces over periodontium analyzed through finite elements. Universitas Odontologica. 2016 Jun 28;35(74).
6. Bustamante Fernández D. Efectos de los protocolos de sinterización y simulación de ajuste oclusal en las propiedades mecánicas y confiabilidad de

la zirconia multicapa con gradiente de resistencia. [Internet]. [San José]: Universidad de Costa Rica; 2022 [cited 2024 Aug 17]. Available from: <https://hdl.handle.net/10669/85816>

7. Vallejo Panchez KG, Carrillo Vaca DG, Trujillo Jaramillo MC, Alban Hurtado CA, Salazar Martínez XG. Zirconio monolítico su aplicación en estética dental. *Tesla Revista Científica*. 2022 Jul 1;2(2):e60.
8. Zhang Y, Chai H, Lee JJW, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res*. 2012 Mar;91(3):311–5.
9. Abdulmajeed A, Sulaiman T, Abdulmajeed A, Bencharit S, Närhi T. Fracture Load of Different Zirconia Types: A Mastication Simulation Study. *Journal of Prosthodontics*. 2020 Dec 1;29(9):787–91.
10. Lameira DP, Silva WABE, Silva FAE, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *Biomed Res Int*. 2015;2015.
11. Ministerio de salud y proteccion social. Estudio nacional de salud bucal ENSAB IV [Internet]. 2014 [cited 2025 May 15]. Available from: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/PP/ENSAB-IV-Situacion-Bucal-Actual.pdf>
12. Gutiérrez ND, Galindo JAS, Yarpaz DC, Urbano V, Jiménez JF, León J, et al. Condiciones de salud bucodental y estados nutricionales, funcionales y cognitivos: una aproximación al adulto mayor institucionalizado. *Rev Esp Geriatr Gerontol* [Internet]. 2025 May 1 [cited 2025 May 17];60(3). Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0211139X24001525?via%3Dihub>
13. Rus M, Ramiro P, García S, Jesús M, Gómez R, Rey Juan Carlos
Correspondencia Francisco Martínez Rus U. Cerámicas dentales:

clasificación y criterios de selección Dental ceramics: Classification and selection criteria. Vol. 12, RCOE. 2007.

14. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;35:93–101.
15. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;35:93–101.
16. Li X, Wang Q, Qiu X, Zhao B. Effect of different CAD/CAM cutting depths on the post-fatigue load-bearing capacity of novel multilayer zirconia restorations. *J Dent*. 2021 Aug 1;111.
17. Honda J, Komine F, Kusaba K, Kitani J, Matsushima K, Matsumura H. Fracture loads of screw-retained implant-supported zirconia prostheses after thermal and mechanical stress. *J Prosthodont Res*. 2020 Jul 1;64(3):313–8.
18. Mellado Alfaro B, Anchelia Ramirez S, Quea Cahuana E. Resistencia a la Compresión de Carillas Cerámicas de Disilicato de Litio Cementadas con Cemento Resinoso Dual y Cemento Resinoso Dual Autoadhesivo en Premolares Maxilares Compressive Resistance of Lithium Disilicate Porcelain Laminate Veneers Cemented with Dual Resin Cement and Self-adhesive Dual Resin Cement in Upper Premolars. Vol. 9, *Int. J. Odontostomat*. 2015.
19. Nakamura T, Nakano Y, Usami H, Okamura S, Wakabayashi K, Yatani H. In vitro investigation of fracture load and aging resistance of high-speed sintered monolithic tooth-borne zirconia crowns. *J Prosthodont Res*. 2020 Apr 1;64(2):182–7.
20. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scan*. 2015;73(8):602–8.

