

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

**AUTORES
JUAN JOSE PERICO
NEIL DUVAN GUTIERREZ ECHAVARRIA.**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO
INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
REHABILITACION ORAL.
SANTIAGO DE CALI
MAYO DE 2025**



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

**AUTORES
JUAN JOSE PERICO
NEIL DUVAN GUTIERREZ ECHAVARRIA.**

**DIRECTOR
CAMILO ANDRES GALVIS REYES.
REHABILITADOR ORAL.**

**CODIRECTORA
ALEJANDRA MARLETH ORDOÑEZ.**

**ASESOR METODOLÓGICO
CAMILO ANDRES GALVIS REYES.
REHABILITADOR ORAL.**

**ASESOR ESTADÍSTICO
JULIAN TAMAYO.
ESPECIALIZACIÓN EN INFORMÁTICA EDUCATIVA**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO
INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
REHABILITACION ORAL**

Nota de aceptación

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Santiago de Cali, 17 de septiembre de
2025

DEDICATORIA

A la institución UNICOC, quienes nos han acompañado en cada paso de este camino. A nuestras familias, que con su amor y apoyo incondicionales nos han dado la fortaleza necesaria para llegar hasta aquí. A nuestros maestros y compañeros, quienes han compartido su sabiduría y experiencias, enriqueciendo nuestro aprendizaje. Este trabajo es un testimonio de nuestro esfuerzo conjunto y de las metas que aún están por alcanzar.

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.

TABLA DE CONTENIDO

1. Contenido

2.	INTRODUCCIÓN	11
3.	PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	12
3.1	PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	13
4.	MARCO TEÓRICO	14
4.1	CORONA	14
4.2	MATERIALES PARA LA FABRICACION DE CORONAS.....	14
4.3	CLASIFICACION CERAMICAS DE USO ODONTOLOGICO	14
4.3.1	CERAMICAS DE MATRIZ DE VIDRIO (CMV)	14
4.3.2	CERAMICAS POLICRISTALINAS (CP).....	15
4.3.3	CERAMICAS DE MATRIZ DE RESINA (CMR).....	17
4.4	ZIRCONIA MULTICAPA.....	17
4.5	CARGA DE FRACTURA DE LA ZIRCONIA.	18
5.	OBJETIVOS	18
5.1	OBJETIVO GENERAL	18
5.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
6.	METODOLOGÍA	19
6.1	DISEÑO DEL ESTUDIO	19
6.2	POBLACIÓN OBJETIVO.....	19
6.2.1	CRITERIOS DE SELECCIÓN	19
6.3	TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO	20
6.3.1	CÁLCULO DEL TAMAÑO DE MUESTRA.....	20
6.3.2	DISEÑO DE MUESTREO.	21
6.3.3	VARIABLES.	21

6.3.4	CUADRO OPERACIONAL DE LAS VARIABLES	21
6.4	ESTUDIO PILOTO	21
6.5	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	24
6.6	CONSIDERACIONES ÉTICAS	25
7.	RESULTADOS	25
8.	DISCUSIÓN.	29
9.	RECOMENDACIONES.....	34
10.	CONCLUSIONES	33
11.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	36

LISTA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Coronas fabricadas con Explore® Upcera y pilar metálico utilizados en la prueba piloto.....	22
Ilustración 2. 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.....	22
Ilustración 4. 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.....	24

LISTA DE GRAFICOS

Gráfico 1. Datos obtenidos de coronas BeautyZir muestras 1 a 4.	26
Gráfico 2. Datos obtenidos de coronas BeautyZir muestras 5 a 10.	26
Gráfico 3. Datos obtenidos de coronas Yucera.	27
Gráfico 4. Datos obtenidos de coronas Upcera.	27
Gráfico 5. Gráfico tablas y bigotes de carga de fractura de coronas fabricadas en 3 diferentes marcas de casas comerciales de zirconia multilayer.	28

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Definición operacional de las variables	21
Tabla 2. Fuerza máxima en N	25
Tabla 3. Resumen medidas de tendencia central y dispersión de carga de fractura en N.....	27
Tabla 4. Prueba de Tukey	28

GLOSARIO

- **Zirconia Multicapa:** Tipo de material cerámico utilizado en odontología, caracterizado por tener varias capas que mejoran sus propiedades estéticas y mecánicas.
- **Carga de Fractura:** Es la fuerza máxima que una estructura puede soportar antes de sufrir una falla mecánica, bajo condiciones específicas de ensayo.
- **Coronas Monolíticas:** Restauraciones dentales fabricadas a partir de un solo bloque de material, sin necesidad de añadir capas adicionales.
- **ANOVA (Análisis de Varianza):** Técnica estadística que permite comparar las medias de diferentes grupos para determinar si existen diferencias significativas entre ellos.
- **Probabilístico:** Método de muestreo donde cada unidad de la población tiene una probabilidad conocida y diferente de cero de ser seleccionada.
- **Aleatorización:** Proceso de asignar muestras de manera aleatoria para evitar sesgos y asegurar que los grupos comparados sean equivalentes.
- **N (Newton):** Unidad de fuerza utilizada para medir la carga de fractura.
- **Multicapas:** Método de fabricación que implica la superposición de varias capas en un material, generalmente para mejorar su rendimiento estético y mecánico.

- In Vitro: Experimentación realizada en un ambiente controlado fuera de un organismo vivo, como en un laboratorio.
- Pruebas Post Hoc: Análisis estadísticos adicionales que se realizan después de un ANOVA para identificar exactamente qué grupos difieren entre sí.

2. 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.

En este contexto, el presente trabajo de grado de investigación tiene como propósito comparar la carga de fractura de coronas monolíticas realizadas con zirconia multicapa de tres marcas comerciales: ST + Multilayer® Beauty Zir, 4D Plus® Yucera y Explore® Upcera, mediante un diseño experimental in vitro. Con ello se busca aportar evidencia que oriente la toma de decisiones clínicas basadas en la resistencia mecánica de los diferentes materiales disponibles en el mercado, fortaleciendo la práctica en rehabilitación oral, con fundamentos científicos.

3. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

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, 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 en 2015, las casas comerciales buscaron mejorar la estética directamente desde el material, gracias a la gradación interna de color y translucidez en el disco(3,10,11).

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(12), 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(13). 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(5), 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.

3.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuáles son las diferencias en la carga de fractura de coronas monolíticas individuales fabricadas en Zirconia multicapa de tres marcas comerciales?

4. MARCO TEÓRICO

4.1 CORONA

Una corona es un reemplazo artificial que restaura la estructura dental faltante al rodear parte o la totalidad de la estructura restante con un material como una aleación de metal, metal cerámico, cerámica, resina o una combinación(15).

4.2 MATERIALES PARA LA FABRICACION DE CORONAS

En la actualidad se busca que las restauraciones odontológicas tipo coronas sean fabricadas por un material que sea compatible con los tejidos orales, estético y funcional a largo plazo. Desde hace varios años se ha fabricado las coronas de metal con cubrimiento parcial o total de cerámica para rehabilitación de dientes estructuralmente comprometidos dado que permite devolver la función masticatoria, sin embargo el margen protésico metálico y sus consecuencias derivadas no garantiza un adecuada apariencia natural sobre todo en paciente con biotipo periodontal delgados; lo anterior ha sido de preocupación para los clínicos dada las exigencias estéticas crecientes por parte del paciente, para resolver esta clase de problema las restauraciones fabricadas en metal cerámica han sido reemplazadas paulatinamente por coronas libres de metal ya que mejoran su estética y presentan buenas propiedades mecánicas.(14,16)

4.3 CLASIFICACION CERAMICAS DE USO ODONTOLOGICO

En el 2015, Gracis y colaboradores propusieron una clasificación de los materiales restauradores cerámicos en tres familias(17):

4.3.1 CERAMICAS DE MATRIZ DE VIDRIO (CMV)

Las CMV son materiales inorgánicos no metálicos que contienen una fase vítrea(17).

A su vez las CMV se divide en:

4.3.1.1 CERAMICAS FELDESPATICAS:

Las cerámicas feldespáticas compuestas por arcilla/caolín (aluminosilicatos hidratado), cuarzo (sílice) y feldespato natural (aluminosilicatos de potasio y sodio) este último es el encargado de la fase cristalina, presenta buena estética pero gran

fragilidad, es adecuada para el recubrimiento de estructuras metálicas y cerámicas.(17)

4.3.1.2 CERAMICAS SINTETICAS:

Para reducir el impacto ambiental y para depender menos de los recursos naturales, la industria ha fabricado materiales cerámicos sintéticos, la composición de estos varía dependiendo del fabricante, pero pueden contener dióxido de silicio, óxido de potasio, óxido de sodio y óxido de aluminio. Dentro de este grupo tenemos las cerámicas a base de leucita, el disilicato de litio y a base de fluorapatita. (17)

4.3.1.3 CERAMICAS INFITRADAS CON VIDRIO:

Las cerámicas infiltradas con vidrios se tratan de un esqueleto poroso compuesto de alúmina resultante de una sinterización de Al_2O_3 el cual sus porosidades se infiltran con vidrio y se sinteriza en una segunda ocasión para aumentar sus propiedades mecánicas. Dentro de este grupo tenemos la alúmina anteriormente mencionada, alúmina y magnesio en la cual el vidrio se infiltra en un esqueleto compuesto por aluminato de magnesio poroso $MgAl_2O_4$ y por último alúmina y zirconia en la cual se añade óxido de zirconio para reforzar la cerámica.(17)

4.3.2 CERAMICAS POLICRISTALINAS (CP)

Las CP por su parte son materias inorgánicas no metálicas que no poseen una fase vítrea. Su principal característica es su estructura cristalina de grano fino que mejora las propiedades mecánicas como la resistencia a la fractura, pero limita sus características estéticas debido a la ausencia de matriz de vidrio lo cual a su vez son imposibles de grabar con ácido fluorhídrico.(17)

4.3.2.1 ALUMINA

Fue la primera CP en salir al mercado, se trata de Al_2O_3 de alta pureza, posee cualidades mecánicas superiores a otras cerámicas dentales lo cual provoca un alto riesgo de fractura. Actualmente está en desuso debido a la utilización de otras cerámicas con propiedades mejoradas.(17)

4.3.2.2 ZIRCONIA ESTABILIZADA

La zirconia pura se encuentra en tres fases alotrópicas, inicialmente se cristaliza a su fase cubica a los 2680°C posteriormente cuando la temperatura desciende a los 2370°C se transforma a su fase tetragonal, finalmente cuando alcanza una temperatura de 1170°C se transforma en su fase monoclinica la cual es la única estable a temperatura ambiente, sin embargo con el cambio de fase de tetragonal a monoclinica hay una gran variación de volumen (4%) con la consecuente formación de microgrietas disminuyendo así sus propiedades mecánicas. Debido a lo anterior se han añadido a su estructura componentes estabilizadores como lo son óxido de itrio, de magnesio, de cerio o de calcio, los cuales estabilizaran las fases de manera parcial o total, por lo tanto se ha establecido una clasificación de las cerámicas de zirconia según su microestructura como: zirconia completamente estabilizada (FSZ) en la cual la zirconia está en su estado cubico y contiene óxido de itrio, zirconia parcialmente estabilizada (PSZ) en los cuales la zirconia puede estar tanto cubico como tetragonal y policristales de zirconia tetragonal (TZP) son materiales monolíticos estabilizada con itrio. (7,17)

La zirconia a su vez se clasifica a su vez por generaciones: la primera generación o *policristales de circonio tetragonal estabilizados con itrio de 3 moles (3Y-TZP)* contiene aproximadamente el 85%(18) de la fase tetragonal fue introducida en el mercado hace aproximadamente 25 años ofrece las propiedades mecánicas más altas de todas las cerámicas sin embargo es necesario utilizar porcelana artesanal para obtener una estética ideal debido a su alta opacidad(16,19) translucidez (40%)(20,21), para dar solución a lo anterior surgió la segunda generación *policristales de circonio tetragonal estabilizados (3Y-TZP) con cristal de alúmina reducido con 3% de mol de itria*, en el 2013 los gránulos de alúmina se redujeron esta situación se traduce en una mayor densidad y translucidez. En el 2015 se introdujo en el mercado la tercera generación de zirconia, policristales de circonio tetragonales estabilizados con 5 moles de itria (5Y-TZP) contiene aproximadamente el 50% de las fases tetragonales y cúbicas y un contenido de itria del 5% en moles con apariencia óptica mejorada (translucidez del 49%)(20) donde el principal aumento de la traslucidez se lograba al aumentar la itria al 5% de moles además se trataba de zirconia totalmente estabilizada con una microestructura cúbico-

tetragonal. Los cristales cúbicos son más grandes que los cristales tetragonales cuanto mayor sea el tamaño del cristal cúbico en la estructura del material, mayor será la translucidez, sin embargo, este aumento de los cristales cúbicos tiene un efecto negativo en la resistencia a la fractura. (16,19,22)

4.3.2.3 ZIRCONIA ENDURECIDA CON ALUMINA (ZTA) Y ALUMINA ENDURECIDA ZIRCONIA (ATZ).

Debido a que la zirconia permanece parcialmente estabilizada y la alúmina presenta una tenacidad moderada existe una tendencia a la fabricación de cerámicas con estos dos componentes. Se ha descrito en la literatura que la adición de zirconia no estabilizada a la alúmina aumenta la tenacidad a la fractura. Para que se denomine ZTA la cerámica debe tener 50% o menos de Al, mientras que el ATZ debe tener 50% o menos de Zr.(17)

4.3.3 CERAMICAS DE MATRIZ DE RESINA (CMR).

Las CMR que poseen en su estructura una matriz polimérica con compuestos inorgánicos que pueden incluir porcelanas, vidrios, cerámicas y vitrocerámicas.(17)

4.4 ZIRCONIA MULTICAPA.

Debido a que la zirconia es una CP presenta una limitada translucidez(16) propia de su tamaño de grano y de la ausencia de matriz de vidrio, por esta razón, ha aumentado la utilización de discos policromáticos, fabricados para imitar la variación de color entre la dentina y el esmalte. Estas cerámicas vienen siendo fabricadas con una translucidez cada vez mayor(17), además de presentar un degradado del tono a estas se les denominan zirconia multicapa o multilayer.(7)

Esta zirconia multicapa se fabricó para evitar de que la zirconia fuera recubierta con otras cerámicas el cual es el método tradicionalmente utilizado para superar la deficiencia estética. Sin embargo, la anterior técnica concibe una restauración más gruesa lo que requeriría una preparación dental que eliminaría más estructura dental además confiere a la restauración definitiva el riesgo al delaminado o astillarse (16,23). Con el objetivo de la simplificación del proceso de fabricación de coronas

monolíticas fuera económico y rápido y además resolver el inconveniente de la delaminación o *chipping*.(7,9,16,19)

4.5 CARGA DE FRACTURA DE LA ZIRCONIA.

La carga de fractura de las coronas de zirconia muestra una dependencia directa con el grosor del material, tal como lo evidencian los ensayos realizados por Sun et al. (2014)(24). En dicho estudio, coronas de zirconia fueron sometidas a fuerza axial en una máquina de ensayos universales, registrándose valores significativamente diferenciados según su espesor: las coronas de 1.5 mm alcanzaron una resistencia promedio de 4,109.9 N, mientras que aquellas con 1.2 mm, 1.0 mm, 0.8 mm y 0.6 mm presentaron cargas de fractura de 3,068.3 N, 2,429.9 N, 1,814.6 N y 1,308.4 N, respectivamente. Estos resultados confirman una relación directamente proporcional entre el grosor y la capacidad de carga, donde reducciones progresivas en el espesor (de 1.5 a 0.6 mm) se traducen en disminuciones drásticas de la resistencia mecánica.

Además, se ha informado que la carga de fractura de coronas monolíticas de zirconio con espesor en la superficie oclusal de 0.5mm es de 5558N. (25)

En investigaciones recientes han explorado la carga de fractura de coronas de zirconia en condiciones clínicas más complejas. Honda et al. (2020) reportaron una media de carga de fractura de 6,610 N para coronas de zirconia monolítica fabricadas con discos Katana Zirconia ML (Kuraray Noritake Dental), un material multicapa que optimiza las propiedades estéticas(26).

5. OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar las cargas de fractura de coronas individuales realizadas con discos multicapa de zirconia de distintas marcas comerciales con técnica monolítica.

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar la carga de fractura de coronas realizadas con disco ST + Multilayer® Beauty Zir.
2. Determinar la carga de fractura de coronas realizadas con disco 4D Plus® Yucera.
3. Determinar la carga de fractura de coronas realizadas con disco Explore® Upcera.

6. METODOLOGÍA

6.1 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.

6.2 POBLACIÓN OBJETIVO

La población de estudio estará compuesta por tres grupos de coronas individuales de discos de zirconia multicapa (DZM), distribuidas así: el primer grupo contiene 10 coronas fabricadas con DZM ST + Multilayer ® Beauty Zir, el segundo grupo contiene 10 coronas fabricadas con DZM Explore® Upcera y el tercer grupo contiene 10 coronas fabricadas con DZM 4D Plus® Yucera. No se incluirán pacientes en esta investigación.

6.2.1 CRITERIOS DE SELECCIÓN

6.2.1.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN.

- Coronas monolíticas fabricadas con DZM de las marcas ST + Multilayer ® Beauty Zir, Explore® Upcera y 4D Plus® Yucera de 0,8 mm de espesor.
- Muestras de coronas individuales fabricadas utilizando la técnica monolítica estandarizada con los discos mencionados.

6.2.1.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.

- Muestras que presenten defectos visibles o daños evidentes que puedan afectar la carga de fractura.
- Desviaciones en el protocolo de sinterización y/o contaminación durante el proceso de fabricación
- Muestras que no cumplan con la estandarización del estudio o estándares de fabricación recomendados por los fabricantes BeautyZir, Upcera y Yucera.

6.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO

6.3.1 CÁLCULO DEL TAMAÑO DE MUESTRA.

Partiendo de la hipótesis de que existen diferencias significativas en la carga de fractura entre las marcas de zirconia evaluadas, se realizó un cálculo de potencia estadística mediante el software G*Power (versión 3.1.9.7), con los siguientes parámetros:

- Hipótesis: Comparación de medias entre tres grupos independientes.
- 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 y mitigar posibles pérdidas por defectos de fabricación, se definió un $n = 10$ por grupo, totalizando 30 coronas (10 por cada marca comercial: ST + Multilayer® Beauty Zir, 4D Plus® Yucera y Explore® Upcera).

6.3.2 DISEÑO DE MUESTREO.

El muestreo fue de tipo experimental, probabilístico y aleatorizado, diseñado para comparar la carga de fractura de coronas de zirconia multicapa de tres marcas comerciales bajo condiciones estandarizadas.

6.3.3 VARIABLES.

6.3.3.1 VARIABLES DEPENDIENTES: Carga de fractura.

6.3.3.2 VARIABLES INDEPENDIENTES: Marca comercial.

6.3.4 CUADRO OPERACIONAL DE LAS VARIABLES

Variable	Definición operacional	Tipo / nivel de medición	Valores posibles	Fuente de información
Marca comercial (Independiente)	Marca comercial del disco de zirconia multicapa.	Cualitativa / nominal	ST + Multilayer® Beauty Zir, Explore® Upcera, 4D Plus® Yucera	N/A
Carga de fractura. (Dependiente)	Fuerza máxima que una corona puede soportar antes de fracturarse	Cuantitativa / Continua	Rango numérico dado en unidades N.	Prueba de carga de fractura realizada por los autores.

Tabla 1. Definición operacional de las variables

6.4 ESTUDIO PILOTO

Previo al estudio in vitro se realizó una prueba piloto donde se tomaron tres coronas monolíticas fabricadas con discos de zirconia multicapa Explore® Upcera y se le realizó la prueba de carga de fractura en pilar metálico, así:



Ilustración 1. Coronas fabricadas con Explore® Upcera y pilar metálico utilizados en la prueba piloto.

- Se realizó matriz de silicona en un diente de ivorina (No 26)

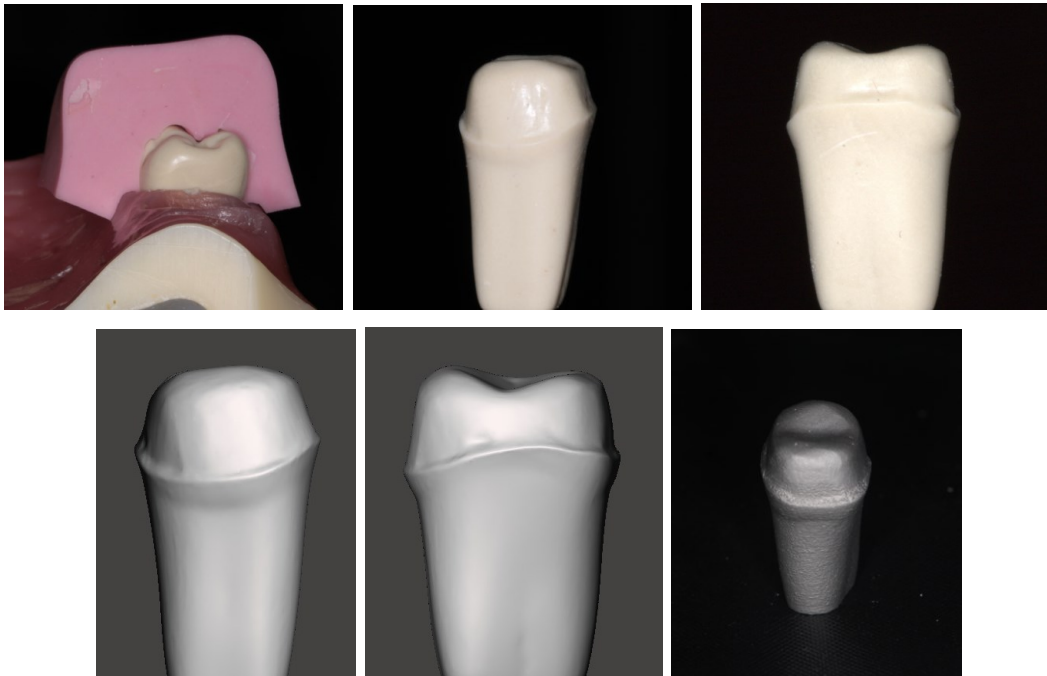


Ilustración 2. A. Matriz de silicona en modelo de ivorina. B. Vista vestibular de la preparación del pilar en modelo de ivorina. C. Vista mesial de la preparación del pilar en modelo de ivorina. D. Vista vestibular del modelo escaneado. E. Vista mesial del modelo escaneado. F. Muñón fabricado mediante sinterización.

- Se realizó preparación del muñón con las siguientes medidas: altura cérvico oclusal del muñón 7mm, con reducción oclusal de 2mm, reducción axial de

1,5mm, convergencia de 3° a cada lado dando un total de 6°, el grosor de la línea de terminación se realizó en Chamfer dejando un espacio de 1,5 mm en 360°.

- Se realizó escaneo de la preparación con scanner intraoral TRIOS 3 Wired® 3Shape.
- Con los datos STL, se realizó muñón mediante sinterización en material cromo cobalto. (tercerizado con Phibo).
- Se realizó diseño de corona en software Exocad.

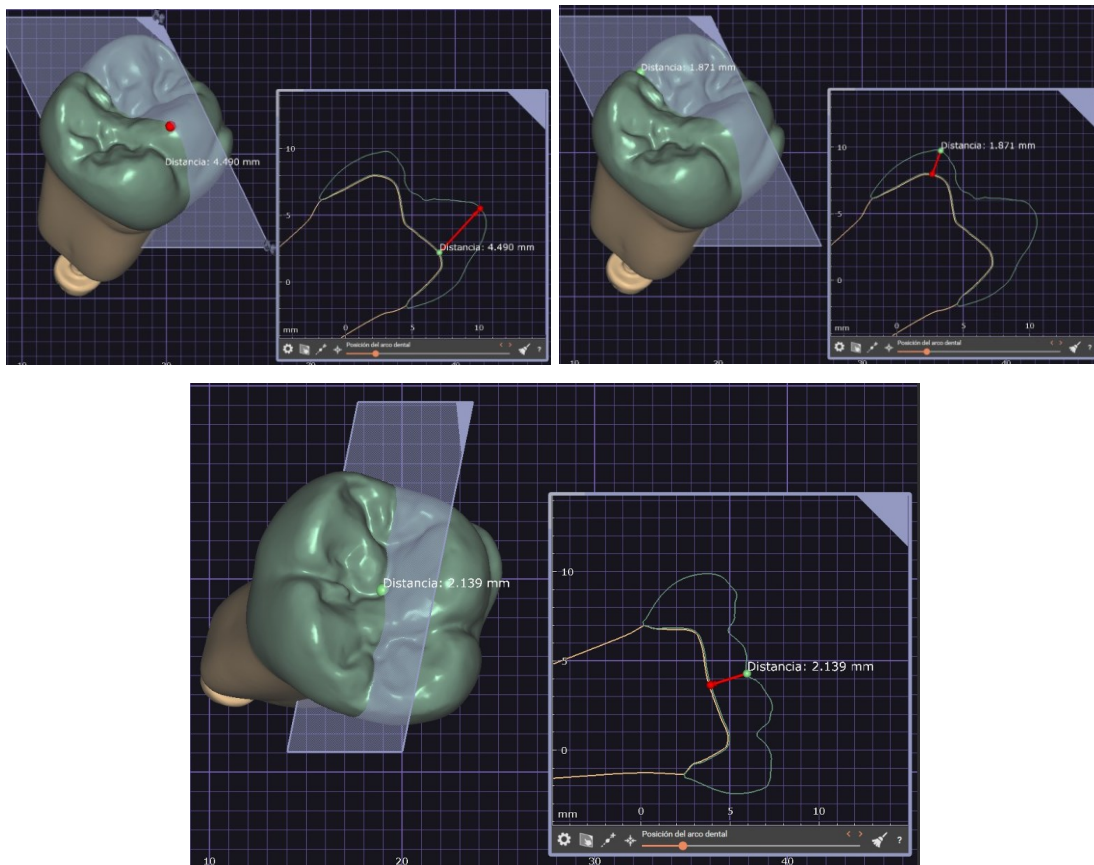


Ilustración 3. A. Diseño de corona en software Exocad. Medida cúspide MP. B. Diseño de corona en software Exocad. Medida cúspide MV. C. Diseño de corona en software Exocad. Medida desde el pilar hasta la fosa central.

- Se realizó fresado en la fresadora Upcera A51, utilizando fresas de 0.6mm

- Una vez fresadas se sinterizaron en el horno Zirkonofen 600 de Zirkozahn a temperatura recomendada por cada casa comercial.
- Se montaron las coronas en pilar metálico.
- Se realizaron pruebas de carga de fractura con ayuda de esfera metálica para distribuir el área que recibía la fuerza. Se coloca la esfera en la fosa central de la corona, posterior a esto el pilar metálico fue colocado en la maquina INSTRON y se finalizó con la prueba a una velocidad de 3mm por segundo.



Ilustración 3. 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.

- Se registró en software Excel la fuerza máxima aplicada en Newton a cada corona antes de la fractura.
- Se decidió realizar el protocolo antes mencionado para realizar las pruebas definitivas de las 3 marcas comerciales.

6.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos se procesaron utilizando el software estadístico IBM SPSS Statistics 26 siguiendo este flujo metodológico: Se realizaron pruebas de normalidad mediante las pruebas de Kolmogorov-Smirnov (con resultado $p=0.200$) y Shapiro-Wilk (con resultado $P=0.075$) para verificar la distribución normal de los datos. Todas las muestras presentaron valores de $p > 0.05$, confirmando la normalidad. Dada la normalidad de los datos se utilizó ANOVA para comparar las medias de carga de fractura entre los tres grupos. Al encontrar diferencias significativas en el ANOVA, se aplicó la prueba Tukey HSD para identificar entre qué pares de grupos existían dichas diferencias.

6.6 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Según la resolución 8430 de 1993, estas normas científicas tienen por objeto establecer los requisitos para el desarrollo de la actividad investigativa en salud, podremos decir que esta investigación es sin riesgo; ya que no se hay contacto directo con seres humanos, y por lo tanto su salud no estará en riesgo.

7. RESULTADOS

En la Tabla 3 se encontraron los valores de carga de fractura en N de las coronas fabricadas en zirconia multilayer de tres casas comerciales.

	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 2. Fuerza máxima en N

Además, se ilustra los resultados obtenidos de la máquina de ensayos universales INSTRON, donde se grafica la fuerza aplicada y el desplazamiento antes de la falla de la corona.

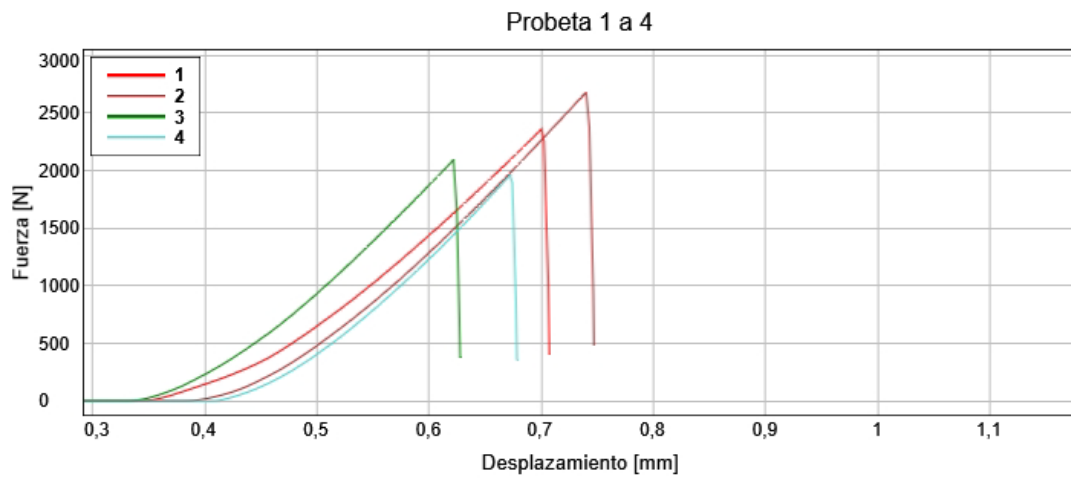


Gráfico 1. Datos obtenidos de coronas BeautyZir muestras 1 a 4.

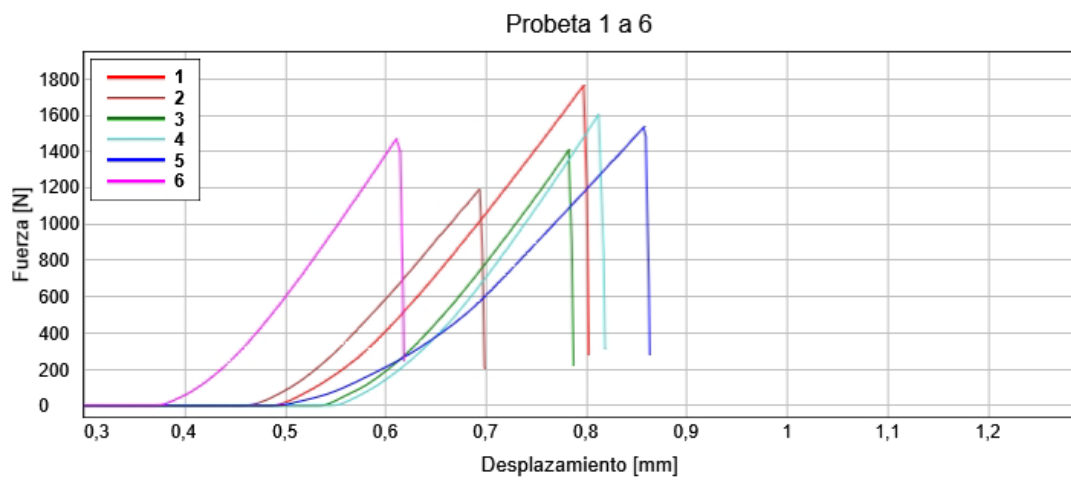


Gráfico 2. Datos obtenidos de coronas BeautyZir muestras 5 a 10.

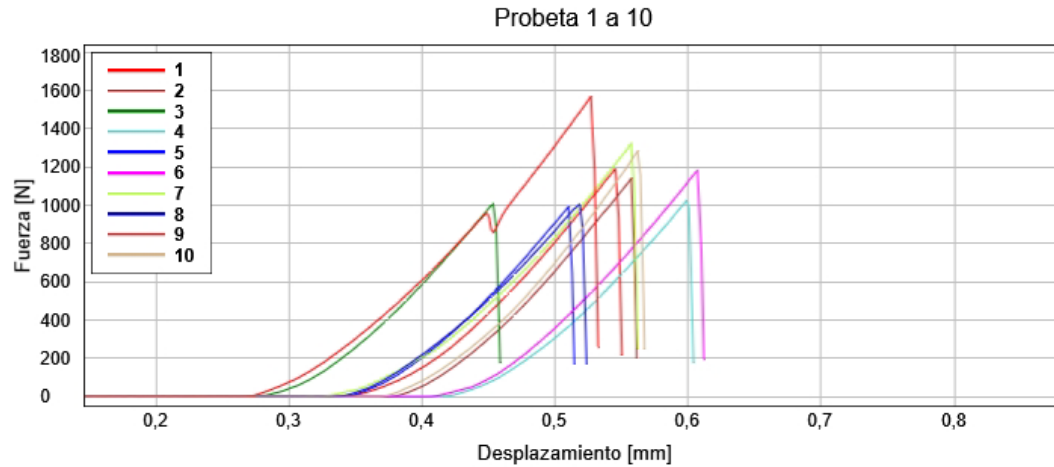


Gráfico 3. Datos obtenidos de coronas Yucera.

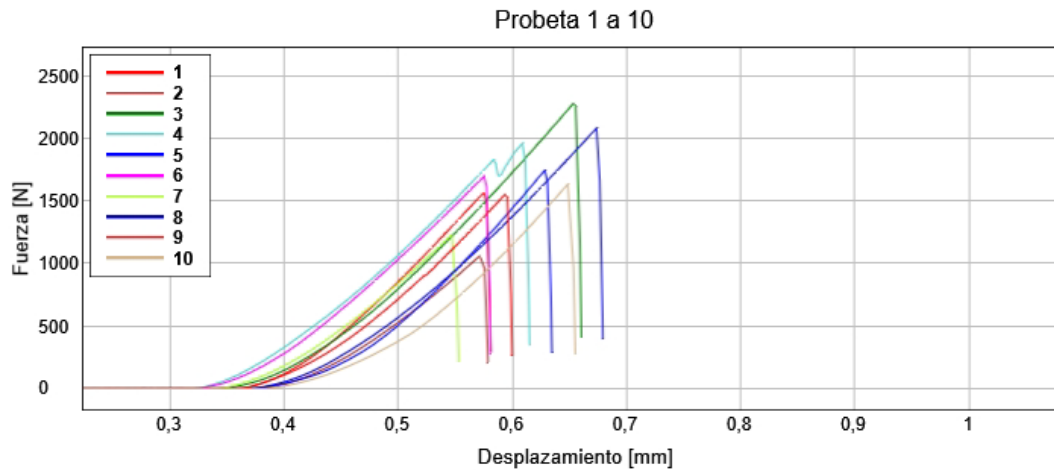


Gráfico 4. Datos obtenidos de coronas Upcera.

En la Tabla 4 se resumen las medidas de tendencia central y dispersión de la carga de fractura (en N) por grupo.

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

Tabla 3. Resumen medidas de tendencia central y dispersión de carga de fractura en N.

En gráfico 5 se muestra medianas, cuartiles y valores atípicos de cada grupo.

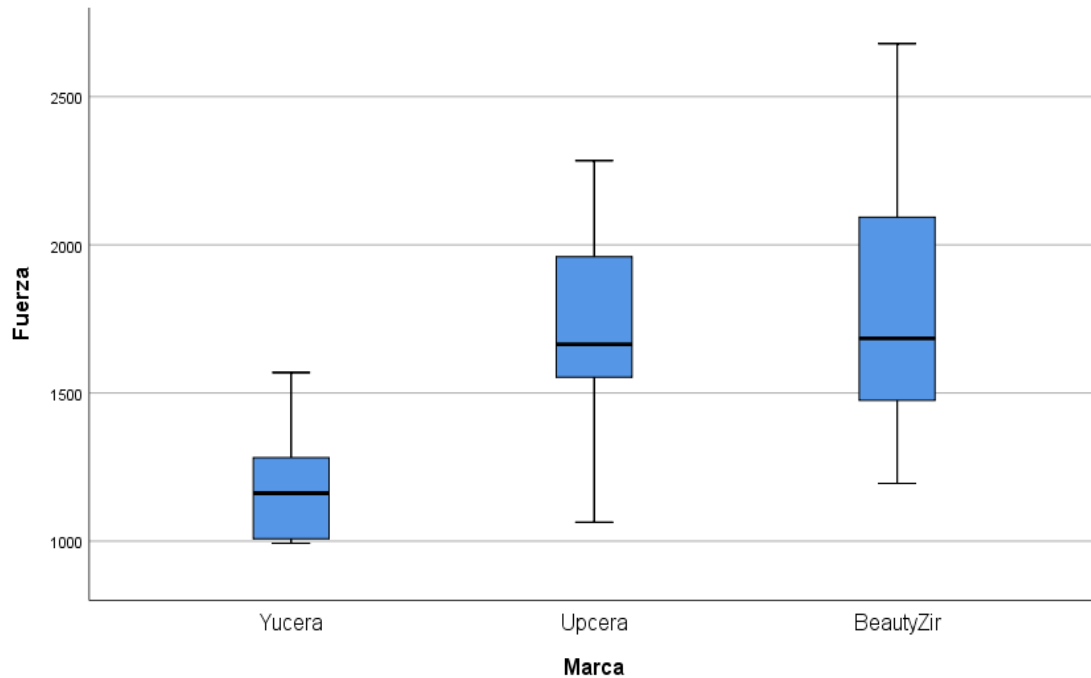


Gráfico 5. Gráfico tablas y bigotes de carga de fractura de coronas fabricadas en 3 diferentes marcas de casas comerciales de zirconia multilayer.

La comparación entre grupos se realizó mediante la prueba ANOVA unidireccional donde mostró diferencias estadísticamente significativas entre las marcas con un resultado $p = 0.001$.

En la Tabla 5 se resume la prueba post hoc de Tukey HSD, donde se encontró diferencias significativas (Yucera-Upcera con $p = 0.010$), altamente significativas (Yucera-BeautiZir con $p = 0.001$) y sin diferencias significativas (Upcera vs. BeautiZir con $p = 0.719$).

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 4. Prueba de Tukey

8. 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 (5,24). 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 (27). 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. (28), 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 traslucidez 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(26). 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(27). 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(29), 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(26) comparadas con 2.1 mm en el presente estudio, lo que, según Sun et al. (2014), incrementaría la resistencia(27).

En estudios con coronas monolíticas fabricadas con zirconia no multicapa, como el de Takashi Nakamura et al. en el año 2020 (25), 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(30). 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)(10) 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) (24) 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 translucidez en sus capas mostró menor resistencia frente a BeautyZir casa comercial que incluye 5 capas y menor porcentaje de translucidez. Fundamentalmente, las zirconias con mayor fase tetragonal preservan su mecanismo de transformación inducida por tensión: ante una grieta, la transición tetragonal $\rightarrow$ 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.

9. 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

10. 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

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

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. Kun A. Mehrschichtiges Zirkonoxid in unterschiedlichen transluzenzstufen. Quintessenz der Zahntechnik. 2019 Feb;45(2):188–96.
4. 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).
5. Solá-Ruíz 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.
6. 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).
7. 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>

8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. Lameira DP, Silva WABE, Silva FAE, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *Biomed Res Int*. 2015;2015.
12. 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/P/P/ENSAB-IV-Situacion-Bucal-Actual.pdf>
13. 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>
14. 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.
15. Editorial Staff. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017 May 1;117(5):e1–105.
16. Alrabeah G, Al-Sowygh AH, Almarshedy S. Use of Ultra-Translucent Monolithic Zirconia as Esthetic Dental Restorative Material: A Narrative

Review. *Ceramics* [Internet]. 2024 Mar 1 [cited 2024 Aug 18];7(1):264–75. Available from: <https://www.proquest.com/docview/2997628472/fulltextPDF/A92B3117B5724B9CPQ/1?accountid=174776&sourcetype=Scholarly%20Journal>

17. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont*. 2016 May;28(3):227–35.
18. Kongkiatkamon S, Rokaya D, Kengtanyakich S, Peampring C. Current classification of zirconia in dentistry: an updated review. Vol. 11, *PeerJ*. PeerJ Inc.; 2023.
19. DENİZ D, AKTAŞ G. ZİRKONYA GÜNCEL JENERASYONLARI: KLİNİK İPUÇLARI. *Acta Odontologica Turcica*. 2023 Sep 4;40(3):95–102.
20. Klotz AL, Halfmann J, Rues S, Bömicke W, Rammelsberg P, Zenthöfer A. Fracture Resistance of Posterior Tooth-Supported Cantilever Fixed Dental Prostheses of Different Zirconia Generations and Framework Thicknesses: An In Vitro Study. *Materials*. 2024 Jan 1;17(1).
21. Sorrentino R, Navarra CO, Lenarda R Di, Breschi L, Zarone F, Cadenaro M, et al. Effects of finish line design and fatigue cyclic loading on phase transformation of zirconia dental ceramics: A qualitative micro-Raman spectroscopic analysis. *Materials*. 2019 Mar 1;12(6).
22. Dahee Malallah A, Hameed Hasan N. Classification and Generations of Dental Zirconia. In: Uday M B, editor. *Zirconia - New Advances, Structure, Fabrication and Applications* [Internet]. Johor Bahru: IntechOpen; 2023. Available from: www.intechopen.com
23. Dejak BD, Langot C, Krasowski M, Klich M. Evaluation of Hardness and Wear of Conventional and Transparent Zirconia Ceramics, Feldspathic Ceramic, Glaze, and Enamel. *Materials*. 2024 Jul 16;17(14):3518.

24. 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.
25. 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.
26. 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.
27. 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.
28. 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.
29. 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.
30. 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 Scand.* 2015;73(8):602–8.