

Resistencia a la compresión de conectores con diferentes áreas en prótesis parciales fijas de tres zirconias monolíticas policromáticas

Compressive strength of connectors with different areas in three-unit polychromatic monolithic zirconia fixed partial dentures

Resistência à compressão de conectores com diferentes áreas em próteses parciais fixas de três zircônias monolíticas policromáticas

 Williams Gregory
Gomez Pacheco¹,

 Adriana Echevarria-Goche²,

 Arturo Kobayashi Shinya²,

 Gustavo Huertas Mogollón¹

¹ Universidad Científica
del Sur. Lima, Perú.

² Universidad Peruana
Cayetano Heredia, Facultad de
Estomatología. Lima, Perú.

ABSTRACT

Objetivo: Comparar la resistencia a la compresión de conectores con distintas áreas en prótesis parciales fijas (PPF) de tres unidades, confeccionadas con tres tipos de zirconia monolítica policromática mediante tecnología CAD/CAM. **Materiales y métodos:** Se realizó un estudio experimental *in vitro* con 30 muestras de PPF confeccionadas con tres marcas de zirconias monolíticas policromáticas: IPS e.max® ZirCAD MT Multi (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein), Katana™ Zirconia Super Translucent Multi Layered (STML) (Noritake Dental Supply; Okayama, Japón) y Ceramill® Zolid fx Multilayer (Amann Girrbach; Koblach, Austria). Para cada marca se confeccionaron 10 especímenes, subdivididos en dos subgrupos según el área del conector: 9 mm² (n = 5) y 12 mm² (n = 5). Los especímenes fueron sometidos a pruebas de resistencia a la compresión en una máquina de ensayos universales (CMT-5L, LG; Anyang, Corea del Sur), aplicando una carga vertical en el centro del pónico hasta la fractura. Los datos obtenidos se analizaron mediante las pruebas de Kruskal-Wallis y U de Mann-Whitney. **Resultados:** Los conectores de 12 mm² mostraron una resistencia a la compresión significativamente mayor que los conectores de 9 mm², independientemente de la marca utilizada, con medianas de 1557,76 N (RIC: 425,54 N) frente a 1180,40 N (RIC: 708,32 N), respectivamente (p = 0,024). Las zirconias Katana™ Zirconia STML e IPS e.max® ZirCAD MT Multi alcanzaron valores de resistencia superiores a las de Ceramill® Zolid fx Multilayer en ambos tamaños de conector (p < 0,05). **Conclusiones:** El área del conector influyó significativamente en la resistencia a la compresión de las PPF de zirconia monolítica policromática. Los conectores de 12 mm² presentaron mayor resistencia, y las marcas Katana™ Zirconia STML e IPS e.max® ZirCAD MT Multi mostraron un mejor desempeño en comparación con Ceramill® Zolid fx Multilayer. Estos hallazgos sugieren que el incremento del área del conector favorece la longevidad clínica de las restauraciones.

Palabras clave: prótesis dental parcial fija; zirconia monolítica; fuerza compresiva; tecnología CAD/CAM.

Recibido: 03-10-2024

Aceptado: 02-02-2026

En línea: 11-03-2026



Artículo de acceso abierto

© Los autores

© Revista Estomatológica Herediana

Citar como:

Gomez WG, Echevarria-Goche A, Kobayashi A, Huertas G. Resistencia a la compresión de conectores con diferentes áreas en prótesis parciales fijas de tres zirconias monolíticas policromáticas. Rev Estomatol Herediana. 2026;36(1):e5805. doi:10.20453/reh.v.36i1.5805

ABSTRACT

Objective: To compare the compressive strength of connectors with different areas in three-unit fixed partial dentures (FPDs) fabricated from three types of polychromatic monolithic zirconia using CAD/CAM technology. **Materials and methods:** An in vitro experimental study was conducted with 30 FPD samples fabricated from three brands of polychromatic monolithic zirconia: IPS e.max® ZirCAD MT Multi (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein), Katana™ Zirconia Super Translucent Multi Layered (STML) (Noritake Dental Supply; Okayama, Japan), and Ceramill® Zolid fx Multilayer (Amann Girrbach; Koblach, Austria). For each brand, 10 specimens were fabricated and subdivided into two subgroups according to connector area: 9 mm² (n = 5) and 12 mm² (n = 5). The specimens were subjected to compressive strength testing in a universal testing machine (CMT-5L, LG; Anyang, South Korea), applying a vertical load at the center of the pontic until fracture occurred. The obtained data were analyzed using the Kruskal -Wallis and Mann -Whitney U tests. **Results:** The 12 mm² connectors showed significantly greater compressive strength than the 9 mm² connectors, regardless of the brand used (medians of 1557.76 N [IQR: 425.54 N] vs. 1180.40 N [IQR: 708.32 N]; p = 0.024). Katana™ Zirconia STML and IPS e.max® ZirCAD MT Multi zirconia achieved higher strength values than Ceramill® Zolid fx Multilayer for both connector sizes (p < 0.05). **Conclusions:** Connector area significantly influenced the compressive strength of polychromatic monolithic zirconia FPDs. The 12 mm² connectors exhibited greater strength, and Katana™ Zirconia STML and IPS e.max® ZirCAD MT Multi showed better performance compared with Ceramill® Zolid fx Multilayer. These findings suggest that increasing connector area may favor the clinical longevity of restorations.

Keywords: fixed partial dental prosthesis; monolithic zirconia; compressive strength; CAD/CAM technology.

RESUMO

Objetivo: Comparar a resistência à compressão de conectores com diferentes áreas em próteses parciais fixas (PPF) de três unidades, confeccionadas com três tipos de zircônia monolítica policromática por meio da tecnologia CAD/CAM. **Materiais e métodos:** Foi realizado um estudo experimental *in vitro* com 30 amostras de PPF confeccionadas com três marcas de zircônia monolítica policromática: IPS e.max® ZirCAD MT Multi (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein), Katana™ Zirconia Super Translucent Multi Layered (STML) (Noritake Dental Supply; Okayama, Japão) e Ceramill® Zolid fx Multilayer (Amann Girrbach; Koblach, Áustria). Para cada marca foram confeccionados 10 espécimes, subdivididos em dois subgrupos de acordo com a área do conector: 9 mm² (n = 5) e 12 mm² (n = 5). Os espécimes foram submetidos a testes de resistência à compressão em uma máquina universal de ensaios (CMT-5L, LG; Anyang, Coreia do Sul), aplicando-se uma carga vertical no centro do pântico até ocorrer a fratura. Os dados obtidos foram analisados por meio dos testes de Kruskal -Wallis e U de Mann -Whitney. **Resultados:** Os conectores de 12 mm² apresentaram resistência à compressão significativamente maior do que os conectores de 9 mm², independentemente da marca utilizada (medianas de 1557,76 N [RIQ: 425,54 N] versus 1180,40 N [RIQ: 708,32 N]; p = 0,024). As zircônias Katana™ Zirconia STML e IPS e.max® ZirCAD MT Multi alcançaram valores de resistência superiores aos da Ceramill® Zolid fx Multilayer em ambos os tamanhos de conector (p < 0,05). **Conclusões:** A área do conector influenciou significativamente a resistência à compressão das PPF de zircônia monolítica policromática. Os conectores de 12 mm² apresentaram maior resistência, e as marcas Katana™ Zirconia STML e IPS e.max® ZirCAD MT Multi demonstraram melhor desempenho em comparação com Ceramill® Zolid fx Multilayer. Esses achados sugerem que o aumento da área do conector pode favorecer a longevidade clínica das restaurações.

Palavras-chave: prótese dentária parcial fixa; zircônia monolítica; resistência à compressão; tecnologia CAD/CAM.

INTRODUCCIÓN

El éxito clínico de una prótesis parcial fija (PPF) depende de múltiples factores, como la posición del diente ausente, el espacio disponible y las dimensiones del conector; estas variables condicionan tanto el diseño de la restauración como la selección del material (1, 2). Dichos factores son críticos en restauraciones de varias unidades, donde la integridad estructural del conector y la distribución de tensiones determinan la durabilidad de la PPF.

Durante décadas, las prótesis metal-cerámicas se han considerado el *gold standard* debido a sus altas tasas de supervivencia, las cuales alcanzan aproximadamente el 94 % a los 5 años (3, 4). No obstante, presentan limitaciones, tales como la posible exposición del metal en la zona cervical, reacciones alérgicas, pigmentación del tejido gingival por liberación de iones metálicos (5), y una estética comprometida por el tono grisáceo y opaco del metal, de manera que no reproducen la translucidez natural de los tejidos dentales (6).

En este contexto, las PPF totalmente cerámicas han ganado preferencia gracias a su alta biocompatibilidad y superioridad estética frente a las prótesis de base metálica (1, 7). Entre los materiales cerámicos, la zirconia ha emergido como uno de los más relevantes en odontología por sus notables propiedades mecánicas (6), que incluyen una alta resistencia a la flexión (>1000 MPa) y una considerable tenacidad a la fractura (6, 8). Sin embargo, las fallas clínicas, especialmente en la zona del conector, continúan representando un desafío significativo (8).

El comportamiento clínico de la zirconia está estrechamente relacionado con su estructura cristalina. Este material exhibe tres fases principales: i) monoclinica, a temperatura ambiente; ii) tetragonal, por encima de 1170 °C; y iii) cúbica, desde los 2370 °C hasta su punto de fusión a 2680 °C (9-11). Durante el enfriamiento, la transición de la fase cúbica a la monoclinica —pasando por la tetragonal— puede generar un incremento volumétrico de hasta el 5 %, lo que induce tensiones internas y formación de grietas (11-13). Para prevenir esta transformación, se añaden óxidos estabilizadores (itrio, cerio o magnesio), que permiten mantener el material en sus fases tetragonal y cúbica a temperatura ambiente (9-12).

Según su composición y proporción de fases, la zirconia se clasifica en cuatro tipos (7). El tipo I corresponde a la tetragonal policristalina parcialmente estabilizada con itrio (3 % mol), que ofrece alta resistencia mecánica y confiabilidad clínica. El tipo II mantiene una estructura similar, pero con variaciones en el contenido y distribución del óxido de aluminio (Al_2O_3). El tipo III está completamente estabilizado con itrio (5 % mol) y presenta una estructura mixta cúbica-tetragonal con un 50 % de fase cúbica; esto aumenta su translucidez (14-16), aunque

reduce sus propiedades mecánicas (7, 11). El tipo IV (estabilizado con 4 % mol de itrio) ofrece un equilibrio entre resistencia y translucidez, con valores de resistencia a la flexión cercanos a 900 MPa y una translucidez moderada (~30 %). Estas propiedades la convierten en una alternativa viable para restauraciones monolíticas extensas, donde el diseño y las dimensiones de los conectores son determinantes para la durabilidad clínica (7, 16).

Entre las complicaciones más relevantes de las PPF de zirconia destacan las fracturas en la región del conector y el desprendimiento o *chipping* de la cerámica de recubrimiento en restauraciones no monolíticas (5, 11, 17). Los conectores requieren dimensiones adecuadas por ser zonas propensas a fracturas, especialmente ante la presencia de más de un pónico (13-18). Larsson et al. (19) demostraron que las PPF de cuatro unidades con conectores de al menos 4 mm² presentan una resistencia a la fractura significativamente mayor. Asimismo, los análisis de elementos finitos evidencian que incrementar la altura del conector disminuye los niveles de estrés en su interior (8, 19, 20). Hamza et al. (8) revelaron que mayores dimensiones en los conectores se traducen en una resistencia a la flexión más alta. Por otro lado, dado que las fracturas suelen iniciarse en la región gingival del conector, se aconseja un diseño redondeado para optimizar la distribución de tensiones (10, 20, 21).

El *chipping* representa otra complicación frecuente, con tasas de hasta 15 % a los dos años y de entre 13 % y el 15 % en periodos de tres a cinco años (22, 23). Esta problemática impulsó el desarrollo de restauraciones monolíticas de zirconia, las cuales ofrecen ventajas como menores costes de fabricación, mayor seguridad, la eliminación de la contracción de la cerámica de recubrimiento y la reducción de espesores, lo que permite preparaciones menos invasivas.

En consecuencia, las restauraciones monolíticas de zirconia tipo IV surgen como una alternativa prometedora frente a las PPF metal-cerámicas. No obstante, existe una falta de consenso en la literatura sobre las dimensiones mínimas ideales de los conectores en estas restauraciones, a pesar de su influencia directa en la longevidad clínica. Por esto, el presente estudio *in vitro* tuvo como objetivo comparar la resistencia a la compresión de conectores con diferentes áreas en PPF monolíticas policromáticas de zirconia tipo IV de tres unidades.

MATERIALES Y MÉTODOS

Este estudio experimental *in vitro* se realizó con 30 PPF monolíticas policromáticas de zirconia de tres unidades, diseñadas para sustituir el segundo premolar superior derecho. El tamaño de la muestra se determinó con una potencia estadística del 80 % y un margen de error del 5 %. El cálculo del tamaño del efecto se basó en el estudio

de Plengsombut et al. (9), quienes reportaron diferencias estadísticamente significativas entre grupos con un mínimo de cinco especímenes por grupo. Se incluyeron solo las muestras que cumplían con las dimensiones requeridas y que carecían de defectos visibles o signos de fractura.

Materiales y grupos experimentales

Se emplearon tres marcas comerciales de zirconia monolítica policromática: IPS e.max® ZirCAD MT Multi (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein), Katana™ Zirconia Super Translucent Multi Layered (STML) (Noritake Dental Supply; Okayama, Japón) y Ceramill® Zolid fx Multilayer (Amann Girrbach; Koblach, Austria). Para cada marca se confeccionaron diez especímenes, distribuidos en dos subgrupos ($n = 5$): uno con conectores redondeados de 9 mm² y otro de 12 mm².

Elaboración de modelos maestros

Para emular una PPF de tres unidades, se confeccionó un modelo maestro con dos pilares que correspondían al primer premolar y al primer molar del sector superior derecho. Cada pilar fue diseñado mediante un *software* de diseño asistido por computadora (CAD) (figura 1A), con reducciones axiales de 1,5 mm y oclusales de 2 mm, una conicidad de 12° y un hombro tipo *chamfer* de 1,2 mm.

Los modelos maestros digitales se imprimieron mediante un sistema de manufactura asistida por computadora (CAM) con tecnología de fabricación aditiva (M2 cusing, Concept Laser; Lichtenfels, Alemania), empleando una aleación de cobalto-cromo (Co-Cr). Posteriormente, estos se fijaron en bloques de acrílico con una distancia entre pilares de 7 mm para simular el espacio del segundo premolar superior derecho ausente (figura 1B). Cada bloque fue escaneado con un escáner intraoral (Primescan®, Dentsply Sirona; Bensheim, Alemania) y se reimprimió mediante CAM 3D en Co-Cr (M2 Cusing, Concept Laser; Lichtenfels, Alemania), incorporando una base metálica rígida (figura 1C).

Confección de especímenes

El modelo maestro definitivo se escaneó con un escáner de laboratorio (inEos X5®, Dentsply Sirona; Bensheim, Alemania) (figura 2A). A partir del archivo obtenido, las estructuras se diseñaron mediante el *software* CAD DentalCAD® (exocad; Darmstadt, Alemania), donde se definieron los conectores con las dimensiones correspondientes a cada grupo (figuras 2B, 2C y 2D).



Figura 1. A) Diseño en *software* CAD; B) Modelo maestro en bloque de acrílico; C) Modelo maestro con base Co-Cr.

Las PPF se fresaron a partir de discos de zirconia policromática en estado semisinterizado. Debido a la contracción del material durante este proceso, las estructuras se mecanizaron con un aumento aproximado del 30 % respecto a su tamaño final. Posteriormente, la sinterización se realizó en un horno inFire HTC Speed (Dentsply Sirona; Bensheim, Alemania) mediante un ciclo convencional a 1510 °C durante ocho horas; tras este periodo, las restauraciones alcanzaron sus dimensiones definitivas (figura 3).

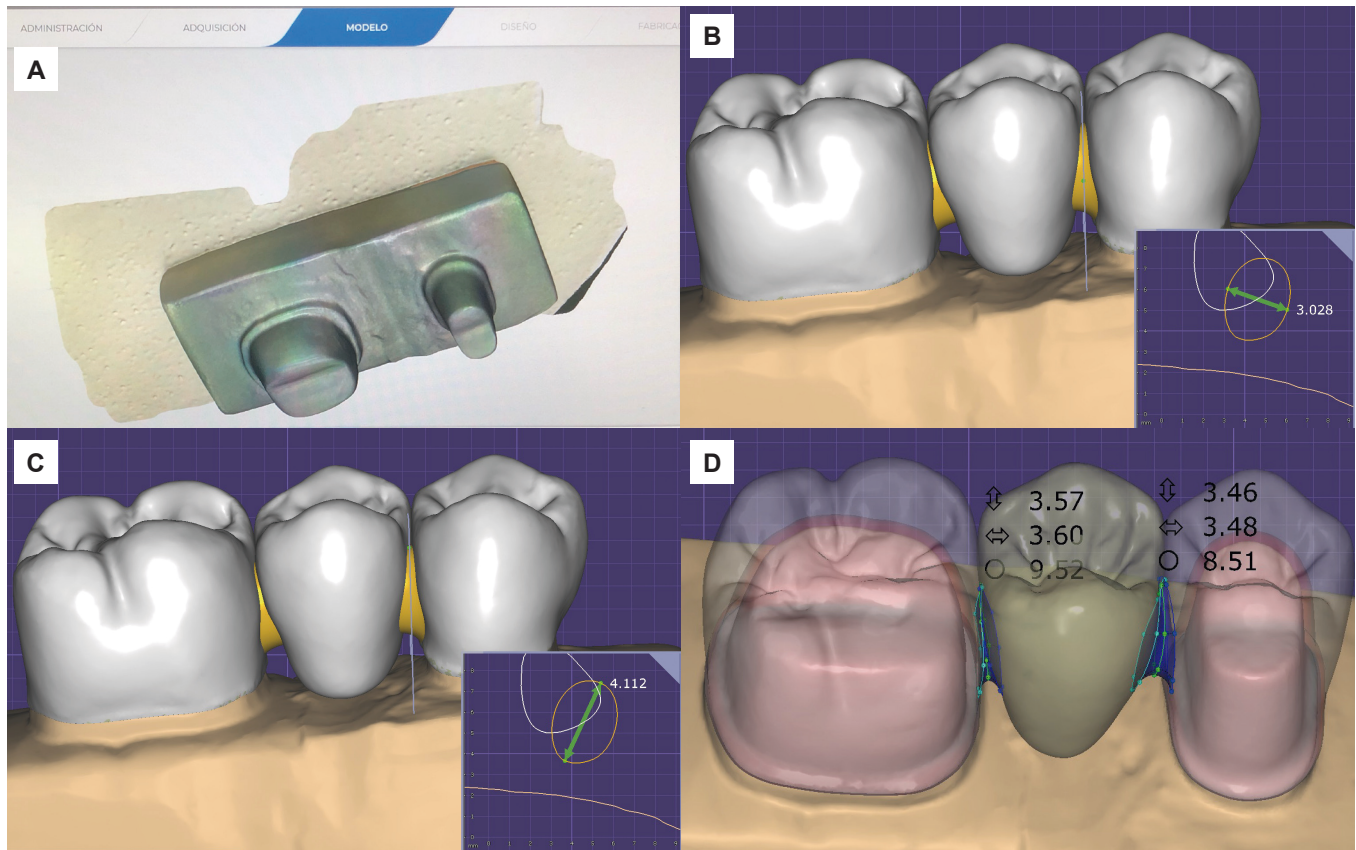


Figura 2. A) Escaneo de modelo maestro; B) Diseño de prótesis parciales fijas con un diámetro de conector de 9 mm²; C) Diseño de prótesis parciales fijas con un diámetro de conector de 12 mm²; D) Vista interna de diseño de prótesis parciales fija.



Figura 3. Estructura prótesis parcial fija IPS e.max® ZirCAD MT Multi con un diámetro de conector de 12 mm².

Al final, las estructuras se asentaron de forma pasiva sobre el modelo maestro, sin cementación, para asegurar la estabilidad y permitir su remoción durante las pruebas mecánicas.

Pruebas de resistencia

Las muestras se sometieron a pruebas de resistencia mediante una máquina de ensayos universales (CMT-5L, LG; Anyang, Corea del Sur). Se aplicó una carga vertical en el centro del pónico a través

de una bola de acero de 4,2 mm de diámetro, a una velocidad de 0,75 mm/min, hasta producir la fractura de las PPF.

Análisis estadístico

El análisis de los datos se realizó con el programa Stata v. 14.0 (StataCorp®, College Station; Texas, EE. UU.). La normalidad de los datos se evaluó mediante un histograma, el cual reveló una distribución no normal. Se comparó la resistencia a la compresión entre las tres marcas para los conectores de 9 mm² y 12 mm² mediante la prueba de Kruskal-Wallis. Además, se aplicó una prueba *post hoc* para identificar diferencias entre las marcas de zirconia dentro de cada tipo de conector. Igualmente, se compararon las medianas obtenidas para los conectores de 9 mm² y 12 mm² empleando la prueba U de Mann-Whitney. Para todos los análisis, se estableció un nivel de confianza del 95 %.

Aspectos éticos

El estudio fue evaluado por la Comisión Institucional de Ética e Investigación de la carrera de Estomatología de la Universidad Científica del Sur. Conforme a la resolución directoral sobre normas de precisión para la exoneración del Comité de Ética, la investigación fue aprobada con el registro n.º 232-2020-POS8.

RESULTADOS

Los resultados evidenciaron que las PPF con conectores de 12 mm² mostraron una resistencia a la compresión significativamente mayor que aquellas con conectores de 9 mm² (medianas: 1557,76 N frente a 1180,40 N, respectivamente; $p = 0,024$), independientemente de la zirconia utilizada (tabla 1).

Al analizar el desempeño de cada marca, se identificaron diferencias significativas entre las tres opciones

evaluadas en ambos tamaños de conector. Para los de 9 mm², Katana™ Zirconia STML alcanzó el valor más alto de resistencia (1577,39 N), seguida de IPS e.max® ZirCAD MT Multi (1326,26 N) y Ceramill® Zolid fx Multilayer (811,13 N) ($p = 0,006$). En los de 12 mm², Katana™ Zirconia STML registró nuevamente la mayor resistencia (1788,61 N), seguida de IPS e.max® ZirCAD MT Multi (1700,91 N) y Ceramill® Zolid fx Multilayer (1335,77 N) ($p = 0,016$) (tabla 1).

Tabla 1. Comparación de la resistencia a la compresión según tipo de zirconia y área del conector.

Tamaño de área del conector	Tipo de zirconia	Mediana (N)	RIC	Valor p*	Mediana (N)	RIC	Valor p**
9 mm ²	Ceramill® Zolid fx Multilayer	811,13	135,41				
	IPS e.max® ZirCAD MT Multi	1326,26	368,68	0,006	1180,40	708,32	
	Katana™ Zirconia STML	1577,39	72,05				0,024
12 mm ²	Ceramill® Zolid fx Multilayer	1335,77	150,84				
	IPS e.max® ZirCAD MT Multi	1700,91	236,70	0,016	1557,76	425,54	
	Katana™ Zirconia STML	1788,61	232,95				

N: Newton; RIC: rango intercuartílico.

* Prueba de Kruskal-Wallis.

** Prueba U de Mann-Whitney.

Las comparaciones estadísticas indicaron que Ceramill® Zolid fx Multilayer presentó valores significativamente menores en relación con Katana™ Zirconia STML e IPS e.max® ZirCAD MT Multi, tanto en conectores de 9 mm² como de 12 mm² ($p < 0,05$). En contraste, no se observaron diferencias significativas entre Katana™ Zirconia STML e IPS e.max® ZirCAD MT Multi en ninguno de los dos tamaños evaluados ($p > 0,05$) (tabla 2).

Respecto al efecto del área del conector por marca de zirconia, solo Ceramill® Zolid FX Multilayer presentó diferencias significativas entre 9 mm² y 12 mm² ($p = 0,009$), mientras que Katana™ Zirconia STML e IPS e.max® ZirCAD MT Multi no evidenciaron variaciones significativas entre ambos tamaños ($p > 0,05$) (tabla 2).

Tabla 2. Resistencia a la compresión según tipo de zirconia y conector.

Tamaño de área del conector	Tipo de zirconia	Valor p
9 mm ²	Ceramill® Zolid fx Multilayer vs. Katana™ Zirconia STML	0,001*
	Ceramill® Zolid fx Multilayer vs. IPS e.max® ZirCAD MT Multi	0,014*
	Katana™ Zirconia STML vs. IPS e.max® ZirCAD MT Multi	0,179*
12 mm ²	Ceramill® Zolid fx Multilayer vs. Katana™ Zirconia STML	0,003*
	Ceramill® Zolid fx Multilayer vs. IPS e.max® ZirCAD MT Multi	0,017*
	Katana™ Zirconia STML vs. IPS e.max® ZirCAD MT Multi	0,262*
9 mm ² vs. 12 mm ²	Ceramill® Zolid fx Multilayer	0,009**
	Katana™ Zirconia STML	0,250**
	IPS e.max® ZirCAD MT Multi	0,117**

* Prueba *post-hoc* de Dunn.

** Prueba U de Mann-Whitney.

En cuanto al patrón de fractura, la localización más frecuente se registró en la región del pónico y los pilares, presentándose en 24 especímenes (80,0 %). De estos, 11 fracturas (45,8 %) correspondieron a conectores de 9 mm² y 13 (54,2 %) a conectores de 12 mm². Además, se observaron 4 fracturas (13,3 %) exclusivamente en el pilar distal, todas asociadas a conectores de 9 mm²; y una fractura (3,3 %) que comprometió simultáneamente el pónico y el pilar mesial en un espécimen con conector de 12 mm².

DISCUSIÓN

Las exigencias estéticas en odontología han aumentado notablemente, incluso para rehabilitaciones en el sector posterior. Sin embargo, la selección del material restaurador no debe priorizar únicamente la estética, ya que el desempeño mecánico es crucial para garantizar la longevidad clínica. En este contexto, las zirconias de tipo IV representan una alternativa óptima para elaborar PPF monolíticas, al ofrecer un equilibrio entre propiedades ópticas y resistencia mecánica, particularmente cuando el espacio protésico disponible es limitado (1, 24).

Este estudio evaluó la resistencia a la compresión de conectores de 9 mm² y 12 mm² en PPF fabricadas con tres tipos de zirconia monolítica de tipo IV: Ceramill® Zolid fx Multilayer, Katana™ Zirconia STML e IPS e.max® ZirCAD MT Multi. La elección de estas marcas respondió a sus características microestructurales y estéticas comparables, así como a su uso extendido en rehabilitaciones protésicas.

A diferencia de investigaciones basadas en barras cerámicas sometidas a ensayos de flexión (9), en el presente trabajo se empleó un diseño anatómico de PPF basado en la propuesta de Hamza et al. (8), con el fin de reproducir fielmente las condiciones clínicas. Este enfoque evita la sobreestimación de la resistencia observada en configuraciones rígidas de laboratorio y permite una distribución de tensiones más realista (25). Cabe señalar que los diseños experimentales con soportes inamovibles tienden a incrementar artificialmente la capacidad de carga, lo que puede conducir a una sobrevaloración de la resistencia del material (19, 25).

Bajo esta línea de análisis, se optó por el uso de conectores con curvatura redondeada; diversas investigaciones demuestran que este diseño ofrece mayor resistencia frente a las cargas oclusales que las configuraciones agudas (9, 19, 20, 26). Hamza et al. (8) evidenciaron que un radio de curvatura redondeado de 0,6 mm, en muestras de 2 × 3 mm y 3 × 3 mm, mostraba una resistencia significativamente superior a la de un radio de 0,1 mm. De manera concordante, Hafezeqoran et al. (27) reportaron que los diseños agudos no son recomendables en zonas

sometidas a elevados niveles de estrés, especialmente si la altura oclusogingival es limitada.

Respecto a las dimensiones, la evidencia indica que las áreas recomendadas para conectores de PPF de zirconia de tres unidades suelen situarse alrededor de los 16 mm² (4, 23); no obstante, los fabricantes sugieren un área transversal mínima de 7 a 9 mm² para 3Y-TZP y de 12 a 16 mm² para 4Y-PSZ y 5Y-PSZ (26). En este estudio se evaluaron dimensiones de 9 mm² y 12 mm², ligeramente inferiores a las convencionales, para analizar el comportamiento mecánico en condiciones más exigentes. Esta elección responde a situaciones clínicas frecuentes donde las restricciones anatómicas o estéticas obligan a reducir el área del conector.

Los resultados evidenciaron que el incremento del área transversal del conector se asocia a un aumento significativo de la resistencia a la compresión. Este comportamiento se explica por la reducción de la concentración de tensiones al aumentar el volumen resistente. Estos hallazgos coinciden con los reportados por Salimi et al. (28), quienes señalaron que los conectores de 4 × 4 mm presentan una resistencia notablemente superior a la de los 3 × 3 mm, concluyendo que el tamaño del conector influye más en la resistencia que las modificaciones estructurales. Asimismo, Studart et al. (29) observaron una mayor frecuencia de fracturas en conectores de menor área, y análisis de elementos finitos han mostrado reducciones de hasta el 50 % en el nivel de estrés al incrementar la altura de estos (4, 23). En conjunto, estos datos refuerzan el consenso de que las dimensiones del conector son determinantes en la resistencia mecánica. De igual forma, Hafezeqoran et al. (27) reportaron incrementos de resistencia superiores al 120 % al comparar conectores de 9 mm² frente a los 12 mm².

El análisis del patrón de fractura revela que la mayoría de las fallas se concentraron en el pónico y en las uniones con los pilares, zonas de mayor acumulación de tensiones bajo cargas axiales. Este comportamiento subraya la necesidad de optimizar tanto las dimensiones como la geometría de la restauración (30).

En concordancia con estos hallazgos, diversos estudios *in vitro* han evaluado la resistencia de las marcas analizadas empleando áreas similares. Por ejemplo, un estudio con IPS e.max® ZirCAD MT Multi y conectores de 9 mm² reportó una resistencia promedio de 1353,0 N ± 178,0 N, resultado comparable al hallado en este trabajo (1372,63 N ± 293,01 N) (30). De manera similar, Subsomboon y Urapepon (25) analizaron el efecto del diseño del conector en la resistencia de tres tipos de zirconia monolítica —incluida la Katana™ Zirconia STML, (zirconia tipo IV)— y registraron una resistencia promedio de 1663,6 N ± 372,7 N para conectores de 9 mm², valor similar al obtenido en este estudio (1601,01 N ± 315,20 N).

En este estudio, Katana™ Zirconia STML mostró la mayor resistencia a la compresión, seguida por IPS e.max® ZirCAD MT Multi y Ceramill® Zolid fx Multilayer. Estas diferencias obedecen a características microestructurales: Katana™ Zirconia STML presenta un gradiente multicapa con mayor fase tetragonal en las capas internas, lo que favorece el refuerzo por transformación martensítica. IPS e.max® ZirCAD MT Multi combina fases 3Y y 4Y para equilibrar traslucidez y resistencia mecánica. En contraste, Ceramill® Zolid fx Multilayer contiene un mayor porcentaje de fase cúbica, lo que mejora la transmisión de luz, pero reduce la capacidad de refuerzo, resultando en valores de resistencia inferiores (31).

Cabe destacar que la composición química y la proporción relativa de las fases cristalinas en las distintas generaciones de zirconia influyen directamente en su resistencia mecánica. Las generaciones más recientes (tipos III y IV) incorporan un mayor contenido de fase cúbica (4Y-TZP y 5Y-TZP), lo que incrementa la traslucidez, pero reduce la resistencia (7). Sin embargo, independientemente del tipo de material, la geometría del conector continúa siendo un determinante crítico para la distribución de tensiones, tal como evidencian los hallazgos del presente estudio.

Además de evaluar las propiedades intrínsecas del material, es indispensable considerar el comportamiento clínico esperado de la prótesis. Las PPF deben soportar las cargas oclusales generadas por el paciente, las cuales dependen de factores como la edad, el sexo y, primordialmente, el estado dental del individuo (32). La fuerza oclusal media en adultos oscila entre 400 y 800 N en la región posterior (8, 33). Los valores obtenidos en esta investigación superan ampliamente dicho rango, lo que respalda la viabilidad clínica de las PPF con conectores de 9 mm² y 12 mm² para sustituir un segundo premolar.

Asimismo, los estudios clínicos existentes refuerzan esta interpretación. Un ensayo clínico aleatorizado reportó una tasa de éxito del 90 % para las PPF de zirconia monolítica, mientras que otros informes indican tasas de supervivencia entre el 96,7 % y el 100 % (34); esto corrobora la factibilidad de emplear conectores de 9 mm² en el sector posterior. Esta elevada supervivencia puede explicarse tanto por la estabilidad estructural de la zirconia como por las dimensiones de los conectores utilizados en dichos estudios, que fueron de 9 mm².

En la presente investigación *in vitro*, se identifican limitaciones inherentes a las diferencias entre los entornos *in vivo* e *in vitro*. Entre estas se incluyen el módulo de elasticidad de las estructuras de soporte, las condiciones de humedad de la cavidad oral, las variaciones térmicas, las cargas dinámicas intermitentes y los efectos de la cementación. No obstante, los ensayos *in vitro* son fundamentales para la evaluación preliminar de nuevos materiales dentales antes de su aplicación clínica, lo que contribuye a garantizar la seguridad del paciente.

CONCLUSIONES

El incremento del área del conector se correlaciona positivamente con una mayor resistencia a la compresión en las prótesis parciales fijas (PPF) de zirconia monolítica. En particular, las estructuras confeccionadas con Katana™ Zirconia STML e IPS e.max® ZirCAD MT Multi mostraron valores de resistencia superiores, tanto en conectores de 9 mm² como de 12 mm², frente a Ceramill® Zolid fx Multilayer. Estos hallazgos evidencian que las variaciones microestructurales entre las zirconias evaluadas influyen significativamente en su desempeño mecánico; asimismo, refuerzan que el diseño adecuado del conector constituye un factor determinante para garantizar la longevidad clínica de las restauraciones.

Conflicto de intereses:

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Financiamiento:

Autofinanciado.

Contribución de autoría:

WGGP: conceptualización; redacción de borrador original, investigación, recursos, administración del proyecto, redacción (revisión y edición), adquisición de fondos.

AEG: análisis formal, curación de datos, redacción (revisión y edición), visualización.

AKS: redacción (revisión y edición), supervisión.

GHM: redacción de borrador original, redacción (revisión y edición), supervisión.

Correspondencia:

Williams Gregory Gomez Pacheco

✉ Williams.gomez.p@upch.pe

REFERENCIAS

1. Ambré M, Aschan F, Steyern P. Fracture Strength of Yttria-Stabilized Zirconium-Dioxide (Y-TZP) Fixed Dental Prostheses (FDPs) with different abutment core thicknesses and connector dimensions. *J Prosthodont.* 2013;22(5):377-82. doi:10.1111/jopr.12003
2. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2012;28(1):102-11. doi:10.1016/j.dental.2011.09.012
3. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, et al. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) a systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015;31(6):624-39. doi:10.1016/j.dental.2015.02.013
4. Heintze S, Monreal D, Reinhardt M, et al. Fatigue resistance of all-ceramic fixed partial dentures - Fatigue test and finite element analysis. *Dent Mater.* 2018;34(3):494-507. doi:10.1016/j.dental.2017.12.005
5. Choi JW, Kim SY, Bae EB, et al. In vitro study of the fracture resistance of monolithic lithium disilicate, monolithic zirconia, and lithium disilicate pressed on zirconia for three-unit fixed dental prostheses. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(4):244-51. doi:10.4047/jap.2017.9.4.244
6. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater.* 2016;32(12):e327-37. doi:10.1016/j.dental.2016.09.025
7. Güth JF, Stawarczyk B, Edelhoff D, et al. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int.* 2019;50(7):512-20. doi:10.3290/j.qi.a42653
8. Hamza TA, Attia MA, Khalil El-Hossary MM. Flexural strength of small connector designs of zirconia-based partial fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2016;115(2):224-9. doi:10.1016/j.prosdent.2015.06.022
9. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA, et al. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009;101(3):166-73. doi:10.1016/S0022-3913(09)60022-6
10. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence Int [Internet].* 2011;42(2):173-82. Disponible en: <https://www.quintessence-publishing.com/deu/en/article/840363>
11. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, et al. Three generations of zirconia: from veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.* 2017;48(5):369-80. doi:10.3290/j.qi.a38057
12. Mallat-Callis E, Cadafalch-Cabani J, De Miguel-Figueroa J. Las claves de la prótesis fija en cerámica. Valencia: Lisermed Editorial; 2018.
13. Öztürk C, Çelik E. Influence of heating rate on the flexural strength of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont.* 2019;11(4):202-8. doi:10.4047/jap.2019.11.4.202
14. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, et al. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2018;119(1):36-46. doi:10.1016/j.prosdent.2017.07.009
15. Nassary Zadeh P, Lümekmann N, Sener B, et al. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent.* 2018;120(6):948-54. doi:10.1016/j.prosdent.2017.12.021
16. Kongkiatkamon S, Rokaya D, Kengtanyakich S, et al. Current classification of zirconia in dentistry: an updated review. *PeerJ.* 2023;11:e15669. doi:10.7717/peerj.15669
17. Bakitian F, Seweryniak P, Papia E, et al. Load-bearing capacity of monolithic zirconia fixed dental prostheses fabricated with different connector designs and embrasure shaping methods. *J Prosthodont.* 2019;28(1):64-70. doi:10.1111/jopr.13002
18. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, et al. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005;21(10):930-7. doi:10.1016/j.dental.2004.11.012
19. Larsson C, Holm L, Lovgren N, et al. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil.* 2007;34(9):702-9. doi:10.1111/j.1365-2842.2007.01770.x
20. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):536-42. doi:10.1067/mpr.2002.123850
21. SaranBabu KA, Perisetty DK, Thota G, et al. Influence of radius of curvature at gingival embrasure in connector area on stress distribution of three-unit posterior full-contour monolithic zirconia fixed partial denture on various amounts of load application: a finite element study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2019;9(4):338-48. doi:10.4103/jispcd.jispcd_20_19
22. Erdelt K, Engler ML, Beuer F, et al. Computable translucency as a function of thickness in a multi-layered zirconia. *J Prosthet Dent.* 2019;121(4):683-9. doi:10.1016/j.prosdent.2018.08.013
23. Ueda K, Güth JF, Erdelt K, et al. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dent Mater J.* 2015;34(3):310-4. doi:10.4012/dmj.2014-238
24. Arellano AM, Peñate L, Arregui M, et al. State of the art of different zirconia materials and their in-

- dications according to evidence-based clinical performance: a narrative review. *Dent J.* 2023;11(1):18. doi:[10.3390/dj11010018](https://doi.org/10.3390/dj11010018)
25. Subsomboon C, Urapepon S. Effect of connector configuration on the fracture load in conventional and translucent zirconia three-unit fixed dental prostheses. *J Adv Prosthodont.* 2023;15(4):171-8. doi:[10.4047/jap.2023.15.4.171](https://doi.org/10.4047/jap.2023.15.4.171)
 26. Kim YJ, Ko KH, Park CJ, et al. Connector design effects on the in vitro fracture resistance of 3-unit monolithic prostheses produced from 4 CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent.* 2022;128(6):1319.e1-10. doi:[10.1016/j.prosdent.2022.09.018](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.09.018)
 27. Hafezeqoran A, Koodaryan R, Hemmati Y, et al. Effect of connector size and design on the fracture resistance of monolithic zirconia fixed dental prosthesis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2020;14(4):218-22. doi:[10.34172/joddd.2020.039](https://doi.org/10.34172/joddd.2020.039)
 28. Salimi H, Mosharraf R, Savabi O. Effect of framework design on fracture resistance of zirconium oxide posterior fixed partial dentures. *Dent Res J [Internet].* 2012;9(6):764-9. Disponible en: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3612228/>
 29. Studart AR, Filser F, Kocher P, et al. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater.* 2007;23(1):106-14. doi:[10.1016/j.dental.2005.12.008](https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.12.008)
 30. Heidari N, Amawi R, Seweryniak P, et al. Fracture resistance and fracture behaviour of monolithic multi-layered translucent zirconia fixed dental prostheses with different placing strategies of connector: an in vitro study. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2022;14:61-9. doi:[10.2147/CCIDE.S344941](https://doi.org/10.2147/CCIDE.S344941)
 31. Coldea A, Meinen J, Hoffmann M, et al. Shrinkage behavior of strength-gradient multilayered zirconia materials. *Materials.* 2025;18(14):3217. doi:[10.3390/ma18143217](https://doi.org/10.3390/ma18143217)
 32. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent.* 2010;4(2):223-32. doi:[10.1055/s-0039-1697833](https://doi.org/10.1055/s-0039-1697833)
 33. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, et al. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent.* 2004;32(6):451-7. doi:[10.1016/j.jdent.2004.02.009](https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.02.009)
 34. Pontevedra P, Lopez-Suarez C, Rodriguez V, et al. Randomized clinical trial comparing monolithic and veneered zirconia three-unit posterior fixed partial dentures in a complete digital flow: three-year follow-up. *Clin Oral Investig.* 2022;26:4327-35. doi:[10.1007/s00784-022-04396-y](https://doi.org/10.1007/s00784-022-04396-y)