

# UCUENCA

## Universidad de Cuenca

Facultad de Odontología

Especialidad en Operatoria Dental y Estética.

### COMPARATIVE FRACTURE RESISTANCE ANALYSIS OF TRANSLUCENT MONOLITHIC ZIRCONIA DIOXIDE MILLED IN A CAD/CAM SYSTEM

Trabajo de titulación previo a la  
obtención del título de Especialista  
en Operatoria dental y Estética.


**Autores:**

María de los Ángeles Paladines Díaz

Ana Liz Ulloa Wilches

**Director:**

Jaime Alejandro Larriva Loyola

ORCID:  0000-0003-0555-3571

Cuenca, Ecuador

2023-12-12

### Resumen

El objetivo de este estudio fue evaluar y comparar la resistencia a la fractura de restauraciones definitivas de dióxido de Zirconio obtenidas mediante un sistema de diseño y fabricación asistido por computadora (CAD/CAM). Métodos: Se analizaron dos grupos de diez muestras por cada material (n: 20), el primer grupo fue Zolid Gen X Amann Girrbach (ZGX) y el segundo grupo de Cercon HT Dentsply Sirona (CDS). Las restauraciones fueron diseñadas con parámetros idénticos y fresadas con un sistema CAD/CAM (CEREC SW 5.1, CEREC MCXL, Dentsply-Sirona™, Bensheim). Cada muestra fue sometida a una prueba de carga a una velocidad de 0,5 mm/min con una dirección paralela al eje mayor del diente y con una precarga inicial de 10N hasta la fractura utilizando una máquina de prueba universal (Universal/Tensile Testing Machine, Autograph AGS-X Series) equipada con una celda de carga de 20 kN. Los resultados obtenidos se registraron en Newtons (N), mediante un software conectado a la máquina de prueba (Software TRAPEZIUM LITE X). Resultados: Se encontraron diferencias estadísticamente significativas y la resistencia a la fractura de las coronas monolíticas de zirconio fue menor en el grupo CDS ( $1744,84 \pm 172.8$  N), en comparación con el grupo ZGX ( $2387.41 \pm 516$  N). Conclusiones: Las coronas monolíticas de zirconio CAD-CAM mostraron suficiente resistencia a la fractura para ser utilizadas en regiones de molares con cualquiera de los dos materiales ya que soportaron cargas de fractura mayores a la fuerza masticatoria máxima.

*Palabras clave:* dióxido de zirconio, zirconio monolítico, zirconio multilayer, resistencia a la fractura, materiales cad/cam



El contenido de esta obra corresponde al derecho de expresión de los autores y no compromete el pensamiento institucional de la Universidad de Cuenca ni desata su responsabilidad frente a terceros. Los autores asumen la responsabilidad por la propiedad intelectual y los derechos de autor.

Repositorio Institucional: <https://dspace.ucuenca.edu.ec/>

### Abstract

The aim of this study was to evaluate and compare the fracture resistance of definitive zirconia dioxide restorations obtained using a computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) system. Methods: Two groups of ten samples were analyzed for each material (n: 20); the first group was Zolid Gen X Amann Girrbach (ZGX) and the second group was Cercon HT Dentsply Sirona (CDS). The restorations were designed with identical parameters and milled with a CAD/CAM system. Each specimen was load tested at a speed of 0.5 mm/min, with a direction parallel to the major axis of the tooth and with an initial preload of 10 N until fracture using a universal testing machine (Universal/Tensile Testing Machine, Autograph AGS-X Series) equipped with a 20 kN load cell. The results obtained were recorded in Newtons (N), using software connected to the testing machine. Results: Statistically significant differences were found, and the fracture resistance of the monolithic zirconia crowns was lower in the CDS group ( $1744.84 \pm 172.8$  N) compared to the ZGX group ( $2387.41 \pm 516$  N). Conclusions: The monolithic zirconia CAD-CAM zirconia crowns showed sufficient fracture resistance when used in posterior molar and premolar zones with either material, as they withstood fracture loads greater than the maximum masticatory force.

*Keywords:* zirconia, monolithic, multilayer zirconia, fracture resistance, cad/cam materials



The content of this work corresponds to the right of expression of the authors and does not compromise the institutional thinking of the University of Cuenca, nor does it release its responsibility before third parties. The authors assume responsibility for the intellectual property and copyrights.

**Institutional Repository:** <https://dspace.ucuenca.edu.ec/>

## Índice de contenido

<b>Resumen</b> .....	2
<b>Abstract</b> .....	3
<b>Introducción</b> .....	7
Zirconio Monolítico.....	8
Zirconio Cercon HT Dentsply Sirona (CDS).....	9
Zolid Gen-X Amann Girrbach (ZGX) .....	9
<b>Materiales y Métodos</b> .....	10
Digitalización de modelo y diseño.....	10
Sinterización.....	11
Ensayo de fractura.....	11
Tratamiento de datos y análisis estadístico.....	12
<b>Resultados</b> .....	12
Análisis descriptivo.....	12
Análisis inferencial.....	14
<b>Discusión</b> .....	15
<b>Conclusiones</b> .....	18
<b>Referencias</b> .....	20

**Índice de figuras**

<b>Figura 1.</b> Digitalización del modelo de diente 26.....	10
<b>Figura 2.</b> Restauraciones en discos CAD-CAM de dióxido de zirconio antes de la sinterización.....	11
<b>Figura 3.</b> (a) Troquel maestro en metal fundido. (b) Carga del punzón de acero templado sobre la muestra asentada en el troquel de metal fundido.....	11
<b>Figura 4.</b> Diagrama de caja y bigotes para la resistencia a la fractura de materiales CAD/CAM en dióxido de zirconio.....	12
<b>Figura 5.</b> Gráfico de barras para la resistencia media a la fractura de materiales CAD/CAM en dióxido de zirconio.....	13
<b>Figura 6.</b> Imágenes de las superficies de fractura de los diferentes materiales estudiados: (a) CDS; (b) ZGX.....	14

## Índice de tablas

<b>Tabla.1</b> Composición del dióxido de zirconio monolítica multicapa.....	9
<b>Tabla 2.</b> Estadísticos descriptivos de la resistencia a la fractura de materiales CAD/CAM en Dióxido de Zirconio.....	13
<b>Tabla 3.</b> Prueba de Normalidad y de Levene (verificación de supuestos) .....	14
<b>Tabla4.</b> Estadísticos descriptivos de la resistencia a la fractura de materiales CAD/CAM en Dióxido de Zirconio.....	15

**Introducción:**

En odontología, la introducción de avances tecnológicos como el flujo digital y sistemas CAD/CAM (diseño/fabricación asistida por computadora), han permitido la fabricación de prótesis fija dental a través de bloques de cerámica (1). Los bloques CAD/CAM se introdujeron en el mercado dental en 1980 (2), mientras que la producción de restauraciones mediante bloques de zirconio comenzó a finales de 1990(3).

Después del proceso de producción y purificación, el zirconio puro puede presentarse en 3 fases dada su estructura química: monoclinica, tetragonal y cúbica. La fase cúbica cristaliza a una temperatura de 2680°C y se transforma a 2370°C en fase tetragonal. A una temperatura de 1.170°C tiene lugar su transformación a monoclinica, con un aumento de volumen de aproximadamente 4–5 %, La adición de óxido de itrio conduce a la formación de la fase tetragonal metaestable y también de las porciones cúbicas de la estructura simultáneamente, manteniendo la estabilidad de la forma cristalina a temperatura ambiente (4)(5). Así pues, aparecen las diferentes generaciones a partir del óxido de zirconio tetragonal estabilizado con itrio (Y-TZP): La primera generación de 3Y-TZP, contiene 3% en moles de itrio y 0,25% en peso de óxido de aluminio, siendo un material más robusto, con una resistencia a la flexión de hasta 1200 MPa. La segunda generación, 3Y- TZP 3% en moles de itrio y 0,05 % en peso de óxido de aluminio, se creó con la finalidad de mejorar la translucidez, reduciendo el contenido de alúmina de la primera generación, sin embargo, no era todavía adecuado para zonas estéticas, teniendo que ser estratificado con cerámica (6).

En 2015, se introdujo en el mercado un nuevo sistema cerámico: el policristal tetragonal de zirconio estabilizado con 5% de moles de itrio mejorando la translucidez, desarrollándose así la tercera generación de 5Y-TZP. Su fase cúbica alcanza aproximadamente el 50% de la estructura, el tamaño y número de los cristales, que son más grandes que el 3Y-TZP, favorecen la transmisión de la luz, reduciendo el efecto de refracción y dando una mejor translucidez con mejores propiedades ópticas, pero con una menor resistencia a la fractura. En el 2017 aparece la cuarta generación que contiene policristales tetragonales de zirconio estabilizados con 4 % de moles de itrio, aumentando la resistencia a la fractura y la tenacidad a la fractura que la tercera generación y con mayor translucidez que la primera generación (7). En general, se ha enunciado que al aumentar el contenido de itrio aumenta la translucidez, pero disminuye la resistencia a la flexión del zirconio (8) (9).

Las excepcionales propiedades mecánicas, su biocompatibilidad y resistencia a la corrosión son ventajas del zirconio. Su desafío es presentar una estética similar a la dentición natural (10). Actualmente el zirconio monolítico translúcido fusiona la resistencia a la fractura y mejora

el color (11), evolucionando desde una apariencia original blanca y opaca a formas translúcidas, cromáticas y policromáticas (multicapa), que combinan las propiedades favorables de diferentes generaciones de zirconio (3Y-TZP, 4Y-TZP y 5Y-TZP) (12).

Las restauraciones de zirconio monolítico se hicieron populares con el desarrollo de las nuevas tecnologías CAD/CAM (13) (14). Al parecer las restauraciones translúcidas monolíticas mejoran la supervivencia en comparación a las carillas de porcelana con menor resistencia a la fractura. Al ser un procedimiento simplificado las restauraciones coronarias totales monolíticas son la primera elección en comparación a las restauraciones estratificadas evitando el riesgo de astillado (15). Además, las propiedades mecánicas de los materiales de zirconio monolítico son superiores a las de los materiales de restauración de cerámica sin metal (4). En estudios in vitro, las coronas individuales de zirconio monolítico mostraron una mayor resistencia a la fractura que las coronas de zirconio en capas, además el estrés que se produce en la región molar durante la masticación varía entre 441 y 981 N (16) (17).

Las restauraciones de zirconio se pueden fresar en un estado completamente sinterizado (material en estado duro) o presinterizados (material en estado blando). (18) Además, la sinterización a alta velocidad permite la producción de restauraciones de zirconio en una sola cita mediante un flujo de trabajo "chairside". Estos nuevos protocolos de sinterización rápida no muestran una influencia negativa en la resistencia a la flexión (19). Después del fresado, las prótesis de zirconio deben sinterizarse para alcanzar mayor densidad y máxima resistencia (20) (21).

### *Zirconio Monolítico*

El primer sistema de zirconio monolítico multicapa tenía el mismo contenido de itrio y fracción cúbica en las diferentes capas del material, con la única diferencia en la composición del pigmento, lo que provocaba diferencias en el tono, pero no en la translucidez (22). Las modificaciones en la composición, estructura y método de fabricación han dado lugar a discos de zirconio monolíticos multicapa y precoloreados considerados universales, con un equilibrio entre la resistencia a la flexión y translucidez, presentando una gama más amplia de indicaciones para coronas individuales anteriores y posteriores hasta una rehabilitación completa. La combinación más versátil, se logró utilizando 4Y-TZP (zirconio de cuarta generación) más fuerte en la capa base o cervical y 5Y-TZP (zirconio de tercera generación) más translúcido en la capa superior o incisal (23).

El dióxido de zirconio monolítico se puede presentar con varios tipos de translucidez: baja, media, alta, súper y ultra, logrando gradientes de color y translucidez deseados. El tamaño



del grano influye en estas presentaciones translúcidas, granos hasta 80 nm resultan en una translucidez cercana a las porcelanas dentales. (24) Por lo tanto, el zirconio monolítico minimiza el riesgo de falla de restauración debido al astillado y la incompatibilidad entre la cerámica de recubrimiento y la cerámica de zirconio (25).

*Zirconio Cercon HT Dentsply Sirona (CDS)*

Según su fabricante, por sus propiedades mecánicas y estéticas, CDS puede aplicarse en coronas y puentes de unidades múltiples con un máximo de dos pñnticos entre coronas pilares en regiones anteriores y posteriores. Está compuesto de un ácido de zirconio estabilizado con itrio (Y-TPZ). Se puede utilizar como una restauración totalmente anatómica o como estructura para ser recubierta con cerámica feldespática. Debido a su composición (Tab. 1) presentan gran solidez, resistencia a la corrosión, compatibilidad biológica y translucidez(26).

**Tabla.1** Composición del dióxido de zirconio monolítico multicapa.

CDS		ZGX	
Components	Percentage	Components	Porcentaje
ZrO <sub>2</sub> +HfO <sub>2</sub> +Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	≥ 94.0 %	ZrO <sub>2</sub> +HfO <sub>2</sub> +Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	≥ 99.0 %
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	5 %	Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	6 -7 %
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	≤ 1 %	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	≤ 0.5%
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	≤ 0.01%	HfO <sub>2</sub>	≤ 0.5%
Other oxides	≤ 0.2 %	Other oxides	≤ 0.1%

*Zirconio Zolid Gen-X Amann Girrbach (ZGX)*

Es un ácido de zirconio monolítico multicapa altamente translúcido y con una elevada resistencia, posee una transición cromática que mejora su eficiencia y su esttica, mimetizándose bien con las piezas dentarias naturales. Se divide virtualmente en cuatro capas horizontales para adaptarse perfectamente a la gradiente de color, simplificando la elección del material por sus múltiples indicaciones como coronas totalmente anatómicas y puentes desde 4 piezas y estructuras de coronas anatómicamente reducidas (Tabla 1).

El zirconio monolítico ha venido desarrollándose continuamente y es necesario conocer propiedades como la resistencia a la fractura de estos nuevos materiales. Al comparar otros materiales cerámicos, el zirconio monolítico reduce significativamente el espacio requerido para la preparación de la restauración y, por lo tanto, contribuye a una restauración protésica que conserva la mayor cantidad de estructura dental (19). Por ello esta investigación tuvo como objetivos evaluar y comparar la resistencia a la fractura de dos materiales CAD-CAM, de dióxido de Zirconio (CDS) y (ZGX), como hipótesis nula se enuncia que, no existirían diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre las restauraciones de dióxido de zirconio estudiadas.

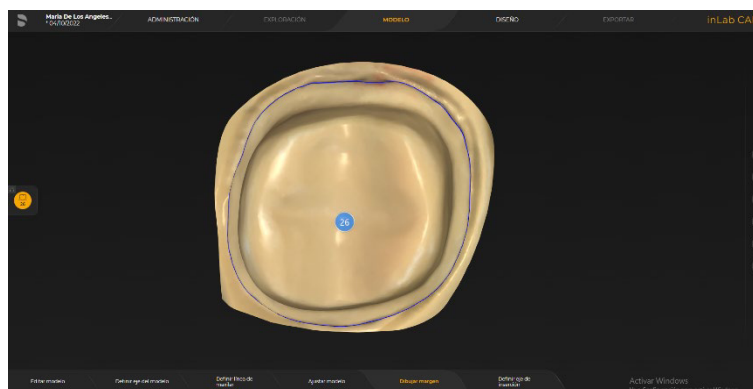
### **Materiales y Métodos:**

Se seleccionaron dos materiales de dióxido de zirconio (CDS y ZGX). Se utilizó un tipodonto con una preparación para corona completa, para la cual se siguieron los siguientes parámetros: 2mm de reducción oclusal, 1.0mm de reducción axial, línea de terminación con chamfer liviano, paralelismo entre paredes axiales de 6 grados y bordes redondeados. Se obtuvo un archivo digital con un escáner de luz estructurada de alta potencia (PrimeScan™, Dentsply-Sirona™, New York, USA).

#### *Digitalización de modelo y diseño.*

Una vez digitalizado el modelo se diseñó la restauración en un software de diseño integrado (InLAB SW 22.0, Dentsply-Sirona™, Bensheim, Alemania) (Figura 1). Para el fresado se transfirió la información a una fresadora integrada (CEREC InLab MCXL™ system, York, Pensilvania, EE. UU). Se realizaron 20 restauraciones en dos grupos de 10 muestras por cada material. (Figura 2).

**Figura 1.** Digitalización del modelo



**Figura 2.** Restauraciones en discos CAD-CAM de dióxido de zirconio antes de sinterización.



### *Sinterización*

La sinterización de las restauraciones de dióxido de circonio se llevó a cabo en un horno de sinterización lenta (InFi-re HTC, CEREC SpeedFire, Dentsply-Sirona, Bensheim, Alemania), con un tiempo de sinterización de 8 h a una temperatura máxima de 1500 °C en un programa preestablecido para el material.

### *Ensayo de fractura*

Se obtuvo un troquel maestro en metal colado (Figura 3) obtenido del escaneo inicial del tipodonto original, apto para soportar las pruebas de carga. Las muestras fueron soportadas por el troquel metálico y colocadas en la plataforma de la máquina de prueba universal. (Universal/Tensile Testing Machine, Autograph AGS-X Series)

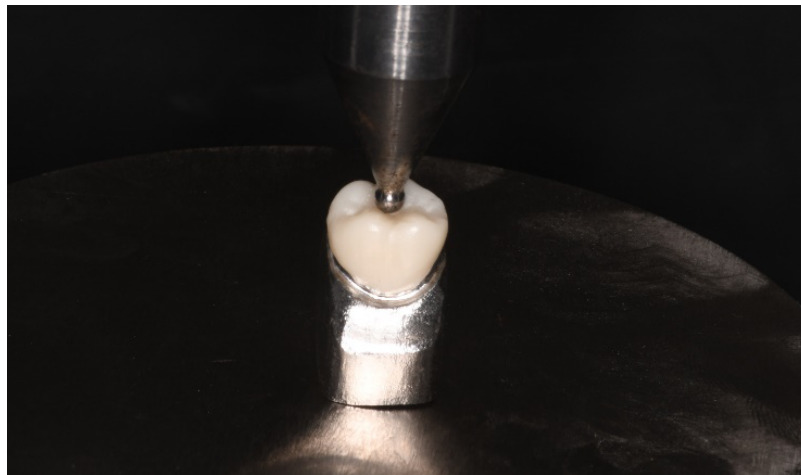
**Figura 3.** Troquel maestro en metal colado.



La muestra fue sometida a una prueba de carga a una velocidad de 0.5 mm/min con una dirección paralela al eje mayor del diente con una precarga inicial de 10N utilizando una

máquina de prueba universal (Universal/Tensile Testing Machine, Autograph AGS-X Series.) (Figura 4) equipada con una celda de carga de 20kN. La carga se aplicó a través de un punzón piloto de acero templado con un radio de 3mm aplicado en la fosa central de la corona hasta producir la fractura. La fuerza/desplazamiento de las probetas se determinó mediante el software incorporado (Software TRAPEZIUM LITE X). Los resultados se registraron en newtons (N).

**Figura 4.** Carga del punzón en acero templado sobre la muestra asentada en el troquel de metal colado.



#### *Tratamiento de Datos y Análisis Estadístico*

Los datos se recogieron en el programa EXCEL™ (Microsoft, Redmond, WA, EE. UU.) para análisis estadístico descriptivo calculando los valores medio, mínimo, máximo y desviación estándar. Para la estadística posterior se utilizaron las pruebas de normalidad y verificación de supuestos, dado que las mediciones de la resistencia a la fractura se distribuyeron de forma normal, se analizaron con el estadístico Shapiro-Wilk ( $p$  – valor  $> 0,05$ ), y mediante la prueba de Levene se analizó la hipótesis nula de igualdad de varianzas ( $p$ -valor  $< 0,05$ ). En consecuencia, para la prueba de hipótesis de investigación se utilizó la prueba paramétrica, con el estadístico T de Student para muestras independientes con un nivel de significancia del 5%. Para el procesamiento de los resultados se utilizó el programa estadístico (Software SPSS™ v. 27.0, SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.).

## **Resultados**

### *Análisis descriptivo*

En la tabla 2 se muestra la estadística descriptiva de la resistencia a la fractura de materiales CAD/CAM en Dióxido de Zirconio

Tabla 2

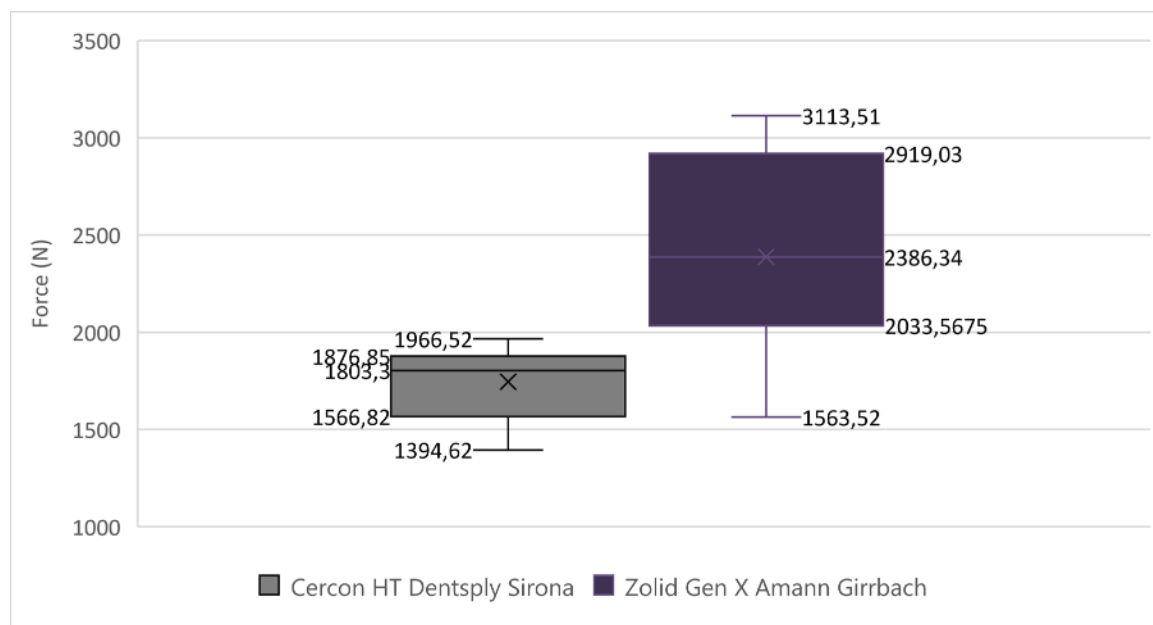
CAD/CAM material	Media (DE)	IC95%	CV	Minimum	Maximum
CDS	1744,84 (172,8)	(1628,75;1860,93)	9,9%	1394,6	1563,5
ZGX	2387,41 (516,1)	(2018,23;2756,59)	21,6%	1966,5	3113,5

**Nota:** Resistencia a la fractura expresada en Newtons. DE: desviación estándar típica, CV: coeficiente de variación.

Las mediciones con el material ZGX mostraron mayor resistencia promedio a la fractura con 2387,41 (DE = 516,1) N, el intervalo de confianza al 95% para la media fue (2018,23;2756,59) N, el valor del coeficiente de variación indicó una dispersión media (CV=21,9%), con una resistencia mínima y máxima de 1966,5 N y 3113,5 N, respectivamente. En comparación, los valores reportados con el material CDS arrojaron menor resistencia promedio a la fractura con 1744,84 (DE = 172,8) N, el intervalo del 95% de confianza para la media fue (1628,75;1860,93) N, la dispersión fue baja (CV = 9,9%), y las observaciones estuvieron entre Min = 1394,6 N y Máx= 1563,5 N (Tabla 2).

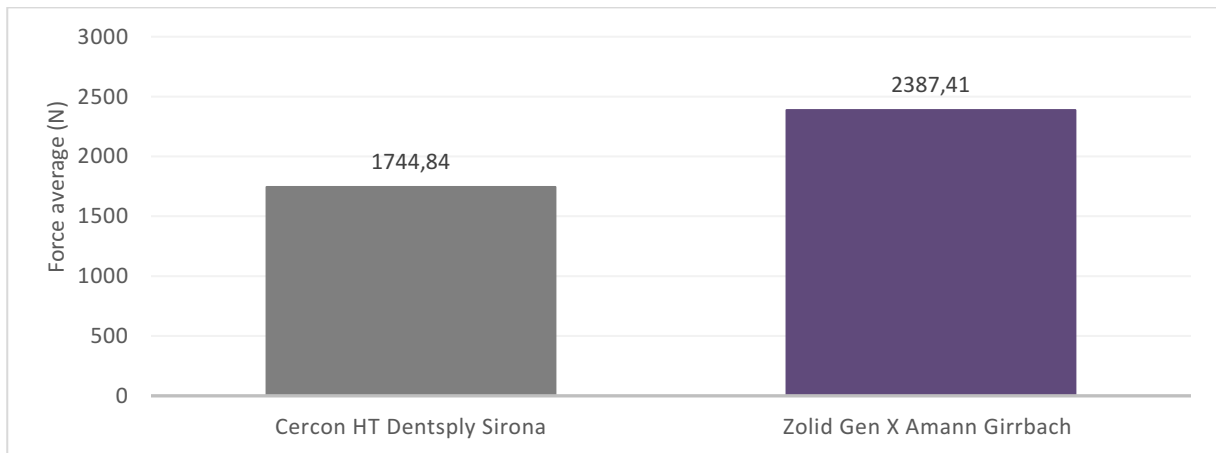
La figura 5, permite observar los valores que muestran cuartiles, valores máximos y mínimos. De la comparación se observó que el valor máximo alcanzado con el material CDS fue inferior al Cuartil 1 (25%) de ZGX, mostrando una resistencia muy superior.

**Figura 5.** Diagrama de caja y bigotes para la resistencia a la fractura de materiales CAD/CAM en Dióxido de Zirconio



La figura 6, permite observar la la resistencia promedio a la fractura de los materiales, donde se puede observar que el material, ZGX presenta valores mayores a los del CDS.

**Figura 6.** Gráfico de barras para la resistencia promedio a la fractura de materiales CAD/CAM en Dióxido de Zirconio



### Análisis inferencial

Con los resultados de la tabla 3, no se rechaza la hipótesis nula de que las mediciones de la resistencia a la fractura se distribuyen de forma normal, con el estadístico Shapiro-Wilk ( $p$  – valor  $> 0,05$ ), y mediante la prueba de Levene se rechazó la hipótesis nula de igualdad de varianzas ( $p$ -valor  $< 0,05$ ). En consecuencia, para evaluar la hipótesis de investigación se utilizó la prueba paramétrica, con el estadístico T de Student para muestras independientes suponiendo varianzas diferentes.

**Tabla 3** Prueba de Normalidad y de Levene (verificación de supuestos)

CAD/CAM material	Shapiro-Wilk			Levene's test of equality of variations	
	Estadístico	gl	P-valor	F	P-valor
CDS	0,921	10	0,326	7,147	0,015
ZGX	0,954	9	0,713		

Nota: nivel de significancia 5%.

**Tabla 4.** Estadísticos descriptivos de la resistencia a la fractura de materiales CAD/CAM en Dióxido de Zirconio.

CAD/CAM material	Media (DE)	Statistical T-de Student	P-value
CDS	1744,84 (172,8)	-3,751	0,003<0.05
ZGX	2387,41 (516,1)		

**Nota:** nivel de significancia 5%, prueba de medias para muestras independientes

De acuerdo con el resultado de la tabla 4, la hipótesis nula no fue aceptada ( $t = -3,751$ ,  $p\text{-valor} = 0,003 < 0,05$ ). Se concluye con un nivel de significancia del 5% que existen diferencias significativas entre el Zirconio CDS y el ZGX.

### Discusión

En el presente estudio se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos estudiados. Por tanto, se puede deducir que las propiedades mecánicas como la resistencia a la fractura se ven afectadas por la diferente composición de cada material a pesar de que ambos son zirconio monolítico, sin embargo, estas propiedades superan las fuerzas masticatorias, resultando favorable clínicamente para su aplicación en el sector posterior. Por lo tanto, materiales como el dióxido de zirconio con alta tenacidad, debido a su microestructura totalmente cristalina y gracias a la presencia de un mecanismo de transformación resistente, presentan valores de resistencia a la fractura superiores en relación a otros materiales cerámicos al evitar la propagación de la fractura. (27)

Esta investigación tuvo como objetivo comparar, a través de un estudio in vitro, la resistencia a la fractura de coronas de óxido de zirconio de dos diferentes marcas comerciales (CDS y ZGX), se rechazó la hipótesis nula y se concluyó que existen diferencias en cuanto a la resistencia a la fractura promedio entre ambos materiales CAD/CAM. Además, se observaron resistencias medias a la fractura de  $1744,84 \pm 172,8$  N para CDS y una resistencia mayor de  $2387,41 \pm 516,1$  N para ZGX, Esto difiere de lo reportado en un estudio, donde compararon la carga de fractura de cuatro marcas de Zirconio, cuyas cargas de fractura medias reportadas fueron,  $4804,94 \pm 70,12$  N,  $3317,76 \pm 199,80$  N,  $3086,54 \pm 441,74$  N y  $2921,87 \pm 349,67$  N para Cercon HT, Cercon XT, Amann Girrbac y Vita YZ XT, respectivamente, las coronas fueron arenadas antes de ser cementadas para aumentar la fuerza de unión a diferencia de nuestro estudio las coronas no fueron cementadas, Amann Girrbach tenía la mayor cantidad de grietas en general, para las coronas de Cercon HT menor número de grietas. Concluyendo

que, Cercon HT presentó las mejores propiedades de resistencia, la carga de fractura más alta y sin grietas visibles y que Amann Girrbach presentó las propiedades de resistencia más bajas (28).

En un estudio de Sorrentino y cols que cementaron las restauraciones con un cemento de resina universal autoadhesivo de polimerización dual para simular una situación clínica real, la formación de una capa adhesiva probablemente contribuyó a aumentar la resistencia a la fractura, permitiendo que el cemento actúe como un adsorbente de tensión elástica y compensando la rigidez del núcleo de zirconio, esto podría fortalecer la restauración, permitiendo disipar las cargas oclusales en toda la superficie de las coronas. (29)

La corona totalmente cerámica es un método de restauración común para un diente que ha perdido gran parte de su estructura (30). En comparación con la corona de metal-cerámica, tiene una excelente biocompatibilidad y apariencia estética, compatibilidad con imágenes de resonancia magnética y un índice de refracción y transparencia superiores (31). En la actualidad, los materiales utilizados en las coronas de cerámica sin metal incluyen principalmente cerámicas feldespásticas, a base de sílice y policristales de zirconio tetragonal estabilizado con itria (Y-TZP) (32). Las restauraciones de zirconio de contorno completo están ganando popularidad en el mercado a expensas de los sistemas multicapa(33). Las aplicaciones CAD/CAM ofrecen un proceso de fabricación estandarizado con un flujo de trabajo fiable y predecible para restauraciones individuales y complejas sobre dientes (34). Las coronas de zirconio monolítico tienen una alta resistencia a la flexión y una alta tenacidad a la fractura(35).

Bulut en su estudio concluyó que el espesor oclusal y el tipo de cemento afectaron notablemente la resistencia a la fractura de las coronas, pero el espesor oclusal fue más significativo. Las coronas posteriores de zirconia pueden soportar fuerzas oclusales fisiológicas incluso con un grosor tan bajo como 0,5 mm (36). Corroborando con esto, Sorrentino y Cols sugirieron igualmente que el espesor oclusal podría reducirse a 0.5mm sin afectar la resistencia a la fractura, las coronas exhibieron una alta resistencia a la fractura con este espesor de 0.5mm, con una carga de fractura de 1400 NW que es clínicamente aceptable (37). En una revisión bibliográfica sobre restauraciones a base de dióxido de zirconio, los resultados mostraron un desempeño parecido al de este estudio en cuanto a la resistencia a la fractura, siendo un material resistente adecuado para tal fin tanto en área con carga funcional alta, así como en áreas estéticas del paciente (38).

Un aspecto importante de mencionar es que durante la producción de las restauraciones de este estudio involucraron varias etapas como fresado y sinterización por eso, algunos autores



reportan ciertas limitaciones del material como la producción de las restauraciones que implica varios pasos de procesamiento que podrían causar defectos en el producto terminado (39). Por ello actualmente existen estudios que analizan si las variables en el proceso de producción podrían afectar el éxito clínico de las coronas monolíticas de zirconio (40) (41) (42).

En un estudio in vitro de Kauling (43) se evaluaron las propiedades de las prótesis dentales fijas (FPD) monolíticas de 3 unidades de zirconia después de la sinterización rápida y comparó las propiedades con la sinterización convencional. Obteniendo que los FPD de sinterización rápida tuvieron un mejor ajuste marginal y oclusal que los FPD de sinterización convencional. Además, no se encontraron diferencias significativas en los valores de carga de fractura debido al procedimiento de sinterización, pero se encontró que el envejecimiento artificial afectó significativamente los valores de carga de fractura. En general, los FPD de sinterización rápida tuvieron valores iguales y mejores para el ajuste y la carga de fractura que los FPD de sinterización convencional. Sin embargo, Ordoñez B y cols. llegaron a la conclusión que no hubo diferencias significativas entre los dos grupos, y la resistencia mecánica del material no se vio afectada, lo que implicaría un ahorro de tiempo clínico y de laboratorio al realizar una sinterización rápida en restauraciones monolíticas translúcidas de dióxido de circonio. Sin embargo, las restauraciones rápidamente sinterizadas tienen una fiabilidad limitada (44).

En otro estudio se evaluó la resistencia a la flexión de diferentes clases de zirconio multicapa en capas de esmalte y dentina. Encontrando que la resistencia fue similar para ambas capas y que la multicapa acumuló la mayor resistencia, seguida de la super multicapa translúcida y la multicapa ultra translúcida. Sin embargo, la resistencia de la multicapa transversal fue más baja que la de las capas de esmalte o dentina debido a la debilidad de las interfaces. Además, se mencionó que, al medir la resistencia mediante la flexión, puede haber errores debido a la fricción y la precisión en la determinación de las distancias de los tramos de carga (45).

El resultado de resistencia a la fractura mostrada con CDS en esta investigación, fue similar al obtenido en el estudio de Obama Ibrahim donde compararon la resistencia a la fractura entre un grupo de coronas hechas a medidas y un grupo de coronas prefabricadas, ambas de Zirconio Cercon HT Dentsply Sirona(28). Arrojando una resistencia media de  $1987,38 \pm 414,88$  N para las coronas a medida y de  $1793,54 \pm 423,82$  N para las prefabricadas, no encontrando diferencias significativas entre ambas. Según Ottawa la resistencia promedio a la fractura inicial mostrada con Zolid Gen-X fue de  $2634 \pm 106,2$  N y después del

envejecimiento en un simulador de masticación fue de  $2087 \pm 126,1$  N, mostrando de igual manera valores similares a los reportados por la presente investigación (46).

Durante la prueba de carga que se realizó en primera instancia se utilizó un troquel impreso de resina que durante el proceso la falla inicial fue del troquel, por lo que se optó por realizar en un material más resistente en este caso fue un troquel metálico colado de aleación de cromo-cobalto con mayor módulo elástico y resistencia a la fractura, no obstante un diente natural podría haber replicado el entorno clínico con mayor precisión si se hubiera elegido como pilar, sin embargo los dientes naturales tienen diferentes tamaños, formas y calidades, y por lo tanto el material de preparación sería difícil de estandarizar (47).

Los ensayos de laboratorio aplican cargas estáticas hasta la rotura del material mediante una máquina universal, representando su comportamiento en una curva fuerza-desplazamiento y registrando la carga máxima aplicada. Estas pruebas proporcionan información sobre la resistencia del material, el riesgo potencial de falla y la deformación del material. Sin embargo, no pueden predecir suficientemente el rendimiento a largo plazo de las restauraciones dentales. Badawy et al. (48) mencionaron en su estudio la importancia de conocer la tenacidad a la fractura de las cerámicas dentales, que por naturaleza son frágiles y tienen una mayor susceptibilidad a fracturarse bajo estrés. Un material restaurador con alta tenacidad a la fractura presenta una mejor resistencia a la fractura y longevidad.

Al ser un estudio in-vitro una de las limitaciones de esta investigación es que no se analizó el comportamiento de estos materiales bajo fatiga cíclica. Las pruebas de resistencia a la fractura, utilizando una sola carga unidireccional de compresión, proporcionan solo una comprensión limitada de mecanismos clínicamente relevantes de daño de la corona bajo fuerzas con diferentes direcciones y carga cíclica. (44) La investigación futura necesita analizar la fatiga cíclica y el comportamiento clínico de este material a lo largo del tiempo, así como también el analizar el material cementado con diferentes técnicas adhesivas. Por lo tanto, se necesitan entornos experimentales que reproduzcan situaciones similares a las condiciones intraorales.

### **Conclusiones**

Se determinó que el material Zolid Gen-X. Amann Girrbach, obtuvo mayor resistencia a la fractura y mayor dispersión.

Las cargas de fractura de corona de los dos materiales estuvieron en el rango aceptable, en comparación con la fuerza de mordida máxima, los materiales presentaron un valor aceptable de carga hasta fractura.

Las coronas monolíticas de zirconio mostraron una propiedad mecánica favorable para soportar la carga oclusal con espesor mínimo.

Es necesaria más evidencia de estudios clínicos a largo plazo para verificar el rendimiento a la fractura de materiales CAD/CAM con zirconio monolítico para restauraciones indirectas de cobertura completa.

## Referencias

1. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res.* september 2018;97(10):1082-91.
2. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 1939. september 2006;137 Suppl:7S-13S.
3. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* december 1999;7(4):113-9.
4. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2017;48(5):369-80.
5. Čokić SM, Córdor M, Vleugels J, Meerbeek BV, Oosterwyck HV, Inokoshi M, et al. Mechanical properties-translucency-microstructure relationships in commercial monolayer and multilayer monolithic zirconia ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* may 2022;38(5):797-810.
6. Özkurt-Kayahan Z. monolithic-zirconia-a-review-of-the-literature. *Biomed Res.* 2016;27(4).
7. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2017;48(6):441-50.
8. Güth JF, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2019;50(7):512-20.
9. Ghodsi S, Jafarian Z. A Review on Translucent Zirconia. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* may 30 2018;26(2):62-74.
10. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* February de 2018;97(2):140-7.
11. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent.* july 2018;120(1):132-7.
12. Rinke S, Metzger A, Ziebolz H. Multilayer Super-Translucent Zirconia for Chairside Fabrication of a Monolithic Posterior Crown. *Case Rep Dent.* 2022;2022:4474227.
13. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* february 2017;117(2):303-9.
14. Alghazzawi TF. The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. *J Prosthodont Res.* july 2017;61(3):305-14.

15. Silva LH da, Lima E de, Miranda RB de P, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* august 28 2017;31(suppl 1):e58.
16. Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *BioMed Res Int.* 2015;2015:418641.
17. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand.* february 2014;72(2):145-53.
18. Jansen JU, Lümekemann N, Letz I, Pfefferle R, Sener B, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *J Prosthet Dent.* october 2019;122(4):396-403.
19. Ahmed WM, Troczynski T, McCullagh AP, Wyatt CCL, Carvalho RM. The influence of altering sintering protocols on the optical and mechanical properties of zirconia: A review. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* september 2019;31(5):423-30.
20. Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* may 2019;35(5):797-806.
21. Cardoso KV, Adabo GL, Mariscal-Muñoz E, Antonio SG, Arioli Filho JN. Effect of sintering temperature on microstructure, flexural strength, and optical properties of a fully stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* november 2020;124(5):594-8.
22. Cristina Gasparik Optical properties of translucent zirconia: A review of the literature [Internet]. [citado 6 de marzo de 2023].
23. Lopez-Suarez C, Rodriguez V, Pelaez J, Agustin-Panadero R, Suarez MJ. Comparative fracture behavior of monolithic and veneered zirconia posterior fixed dental prostheses. *Dent Mater J.* november 2017;36(6):816-21.
24. Sarikaya I, Hayran Y. Effects of dynamic aging on the wear and fracture strength of monolithic zirconia restorations. *BMC Oral Health.* august 2018;18(1):146.
25. Habibi Y, Dawid MT, Waldecker M, Rammelsberg P, Bömicke W. Three-year clinical performance of monolithic and partially veneered zirconia ceramic fixed partial dentures. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* june 2020;32(4):395-402.
26. El Shahawy OI, Azab MM. Fracture resistance of prefabricated versus custom-made zirconia crowns after thermo-mechanical aging: an in-vitro study. *BMC Oral Health.* december 2022;22(1):587.
27. Scherrer SS, Lohbauer U, Della Bona A, Vichi A, Tholey MJ, Kelly JR, et al. ADM guidance-Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* june 2017;33(6):599-620.

28. Kongkiatkamon S, Booranasophone K, Tongtaksin A, Kiatthanakorn V, Rokaya D. Comparison of Fracture Load of the Four Translucent Zirconia Crowns. *Mol Basel Switz.* september de 2021;26(17):5308.
29. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater.* august 2016;61:328-33.
30. J. Mech Behav Biomed Mater Porcelain-Fused-to-Metal Crowns versus All-Ceramic Crowns: A Review of the Clinical and Cost-Effectiveness [Internet]. Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health; 2016. (CADTH Rapid Response Reports):.
31. Barão VAR, Gennari-Filho H, Goiato MC, dos Santos DM, Pesqueira AA. Factors to achieve aesthetics in all-ceramic restorations. *J Craniofac Surg.* November de 2010;21(6):2007-12.
32. Harada K, Shinya A, Gomi H, Hatano Y, Shinya A, Raigrodski AJ. Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *J Prosthet Dent.* february 2016;115(2):215-23.
33. Konstantinidis I, Trikka D, Gasparatos S, Mitsias ME. Clinical Outcomes of Monolithic Zirconia Crowns with CAD/CAM Technology. A 1-Year Follow-Up Prospective Clinical Study of 65 Patients. *Int J Environ Res Public Health.* november 2018;15(11):2523.
34. Yang SW, Kim JE, Shin Y, Shim JS, Kim JH. Enamel wear and aging of translucent zirconias: In vitro and clinical studies. *J Prosthet Dent.* march 2019;121(3):417-25.
35. Candido LM, Miotto LN, Fais L, Cesar PF, Pinelli L. Mechanical and Surface Properties of Monolithic Zirconia. *Oper Dent.* 2018;43(3):E119-28.
36. Bulut AC, Atsü SS. Occlusal Thickness and Cement-Type Effects on Fracture Resistance of Implant-Supported Posterior Monolithic Zirconia Crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2021;36(3):485-91.
37. Tekin YH, Hayran Y. Fracture resistance and marginal fit of the zirconia crowns with varied occlusal thickness. *J Adv Prosthodont.* october 2020;12(5):283-90.
38. Marcelo J, Gallet-Alfaro GM, Fernández-Jacinto LM, Hinostroza-Noreña D. Science and evolution of zirconium dioxide, from mechanical priority to aesthetic necessity. *Rev Stomatology Hered.* october 2020;30(3):224-236.
39. Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* january 2013;29(1):85-96.
40. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, et al. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* february 2012;100(2):447-56.
41. Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent

zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* september 2018;85:57-65.

42. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont.* august 2013;5(3):296-304.

43. Elisa Kauling A, Güth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Keul C. Influence of speed sintering on the fit and fracture strength of 3-unit monolithic zirconia fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* september 2020;124(3):380-6.

44. Ordoñez Balladares A, Abad-Coronel C, Ramos JC, Martín Biedma BJ. Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units. *Mater Basel Switz.* 27 de march 2022;15(7):2478.

45. Kaizer MR, Kolakarnprasert N, Rodrigues C, Chai H, Zhang Y. Probing the interfacial strength of novel multi-layer zirconias. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* january 2020;36(1):60-7.

46. Porcelain-Fused-to-Metal Crowns versus All-ceramic Crowns: A Review of the Clinical and Cost-Effectiveness [Internet]. Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health; (CADTH Rapid Response Reports).

47. Giner S, Bartolomé JF, Gomez-Cogolludo P, Castellote C, Pradies G. Fatigue fracture resistance of titanium and chairside CAD-CAM zirconia implant abutments supporting zirconia crowns: An in vitro comparative and finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* march 2021;125(3):503.e1-503.e9.

48. Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials - Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* july 2016;32(7):847-52.