

**RESISTENCIA COMPRESIVA DEL ZIRCONIO TIPO IV FABRICADO POR
DIVERSAS CASAS COMERCIALES. ESTUDIO IN VITRO
COMPRESSIVE STRENGTH OF TYPE IV ZIRCONIUM MANUFACTURED BY
SEVERAL COMPANIES. AN IN VITRO STUDY**

Juan Pablo Calderón Hernández.

Odontólogo

Paula Andrea Medina Gaona.

Odontóloga, Esp. Gerencia en Servicios de Salud

Sandra Liliana Hernández

Odontóloga, Esp. Rehabilitación Oral

Sonia Rubiela Unriza

Odontóloga, Magister en Ciencias Odontológicas

**RESISTENCIA COMPRESIVA DEL ZIRCONIO TIPO IV FABRICADO POR
DIVERSAS CASAS COMERCIALES. ESTUDIO IN VITRO**

Resumen

El objetivo de este estudio fue aportar información sobre el zirconio tipo IV, a toda la comunidad académico-científica de Colombia y el mundo para orientar a profesionales de la odontología en la toma de decisiones clínicas. Para la investigación se realizó un estudio *In-vitro* en el cual se realizó la selección de tres casas comerciales (SAGEMAX, VITA, DENTSPLY), de discos de zirconio que posteriormente fueron convertidos en coronas completas en las cuales se evaluó la resistencia compresiva por medio de una maquina universal de ensayos (Instron), a las pruebas los resultados no arrojaron diferencias estadísticamente significativa entre las tres casas ya que CERCON presentó la mayor resistencia con 1418,6 N, seguido de SAGEMAX con 1400,0 N y VITA con 1312,7 N, no hubo diferencia significativa Valor ($P= 0,3$)

Palabras clave: *zirconio, coronas, molares, resistencia compresiva, Instron, fractura, CAD CAM.*

COMPRESSIVE STRENGTH OF TYPE IV ZIRCONIUM MANUFACTURED BY SEVERAL COMPANIES. AN IN VITRO STUDY

Abstract

The purpose of this research was to provide information on type IV zirconium to the entire academic-scientific community in Colombia and the world in order to guide dental professionals in making clinical decisions. For the research, an in-vitro study was carried out in which three commercial companies (SAGEMAX, VITA, DENTSPLY) selected zirconium discs that were later converted into complete crowns in which the compressive strength was evaluated by means of a universal testing machine (Instron). The results of the tests did not show statistically significant differences between the three companies, since CERCON presented the highest resistance with 1418.6 N, followed by SAGEMAX with 1400.0 N and VITA with 1312.7 N. There was no significant difference in value ($P= 0.3$).

Keywords: *zirconia, crowns, molars, resistance, compressive, Instron, fracture, CAD CAM.*

INTRODUCCIÓN

El zirconio es un material libre de metales popular en odontología por su biocompatibilidad, altas propiedades mecánicas y alta translucidez, siendo frecuentemente utilizado en la especialidad de rehabilitación oral con el fin de restaurar prótesis parciales fijas dentosoportadas, implantosoportadas entre otras (1).

La introducción de las restauraciones CAD/CAM en la década de 1980 condujo a la producción de restauraciones de circonio. La adición de itrio a la composición de circonio proporciona estabilidad térmica, evitando la transformación a una fase monoclinica (2)(3).

Los materiales de zirconio parcialmente estabilizados se han vuelto más atractivos para las restauraciones dentales debido al tiempo de preparación reducido, la eliminación del riesgo de astillado y las técnicas de procesamiento simple (4). La utilidad del zirconio en restauraciones clínicas protésicas, pueden relacionarse a su alta capacidad de resistencia para tener en cuenta con respecto a las fuerzas oclusales en boca, se observa variación de fuerza medida en Newtons que se encuentra en un rango entre 450 N (carga normal) y 675 N (sobrecarga) para el sector posterior (5).

Las distintas generaciones de Zirconio Tetragonal Estabilizado en Itria (Y-TZP) se distinguen por sus composiciones y propiedades. Y-TZP está recomendado para prótesis atornilladas, implantes, coronas y prótesis fijas debido a su alta durabilidad y resistencia a la fractura (6)(7).

La primera generación, conocida como 3Y-TZP, contiene 3% en moles de itrio, especialmente robusto, con una resistencia a la flexión de hasta 1200 MPa (8).

La segunda generación de 3Y-TZP mantuvo el 3% en moles de itrio, pero redujo el óxido de aluminio al 0,05%, buscando mejorar la translucidez. Sin embargo, esta versión seguía siendo inadecuada para áreas estéticas (8).

En 2015, se introdujo un nuevo sistema cerámico con policristales de zirconia tetragonal estabilizados con un 5% en moles de itrio, la cual correspondió a la tercera generación, llamada 5Y-TZP, mejorando notablemente la translucidez (9).

La cuarta generación, lanzada en 2017, contiene policristales de zirconia tetragonal estabilizados con un 4% en moles de itrio. Esta versión aumentó la resistencia a la fractura en comparación con la tercera generación, y ofreció mayor translucidez que la primera generación generando una menor resistencia a la fractura. junto con una reducción combinada en la transparencia. A través de la comparación de la fuerza, resistencia y transparencia de las restauraciones de zirconia, los dentistas y los técnicos del laboratorio dental pueden tomar decisiones convincentes basadas en pruebas de restauraciones protésicas realizadas en al menos tres unidades (10).

La resistencia suele ser uno de los primeros parámetros evaluados cuando se intenta comprender el potencial clínico y los límites de una cerámica dental, por

lo que los nuevos sistemas pueden ofrecer considerables ventajas económicas frente a la metal cerámica (11).

Comentado [SU1]: aqui tambien se podria conectar el parrafo de las cargas oclusales

OBJETIVO

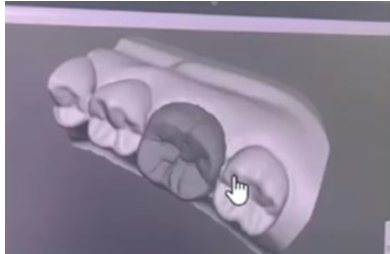
Como objetivo se buscó determinar las diferencias existentes de la resistencia compresiva en restauraciones de corona completa en molares inferiores elaboradas en Zirconio tipo IV de tres casas comerciales.

METODOLOGÍA

El presente estudio corresponde a un estudio experimental *In vitro*, para este se realizó la selección de tres casas comerciales disponibles en Colombia, cuyos discos de zirconio fueron fresados para obtener 3 grupos de 16 coronas completas cada uno a las cuales se evaluó la resistencia compresiva mediante una maquina universal de ensayos (Instron).

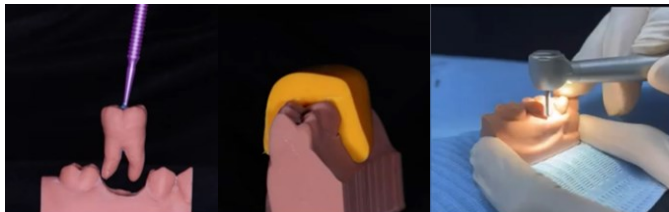
Inicialmente se realizó un diseño digital (STL) de un primer molar inferior (46) estructuralmente sano, con dientes adyacentes y su respectivo alveolo para que se pueda retirar del mismo (Figura 1).

Figura 1. Diseño digital (SLT)



Se replicó y se imprimió en resina 3D obteniendo 10 modelos *Geller*, los cuales posteriormente serían preparados para restauración (corona individual). Se realizó una preparación con línea de terminación tipo chamfer, guiados por una matriz de silicona de adición de 1 mm de espesor (Figura 2).

Figura 2. Replica e impresión en resina 3D



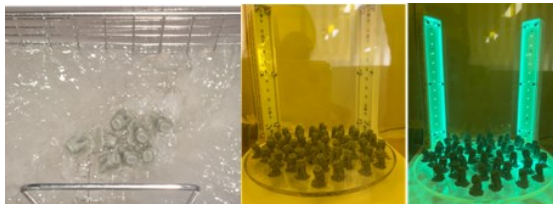
Ya seleccionado el diente con las características ideales de preparación, con un método de doble cierre se escaneó la preparación en el escáner InEos X5 de la casa comercial Sirona de tipo extraoral, se obtiene un archivo STL y se imprimen 48 prototipos para la realización de la prueba (16 por cada casa comercial), se imprimen en la impresora 3D DLP de la casa comercial SHINING (Figura 3)

Figura 3. Impresión de los prototipos



Después de impresos pasa por un lavado en alcohol isopropílico para posteriormente ser fotocurados (figura 4).

Figura 4. Lavado de los impresos y fotocurado



Se fresaron los discos de las casas comerciales SAGEMAX, DENTSPLY Y VITA en una fresadora de 4 ejes de los cuales se sacaron 16 coronas por cada uno (Figura 5).

Figura 5. Fresado de los discos



Se cementaron las coronas completas con cemento resinoso dual autoadhesivo DUALFORCE de la casa comercial MAQUIRA, de acuerdo con el protocolo de adhesión del fabricante, se aplicó sobre la superficie interna de las coronas se llevó al modelo de resina y una vez cementada, se retiraron excesos con pincel de marta, se realizó presión digital (Figura 6).

6. Cementación de las coronas



Se aplicó adhesivo para siliconas de adición por toda la superficie radicular del modelo, se dejó secar al ambiente por 5 minutos según recomendación del fabricante (Figura 7)

Figura 7. Aplicación del adhesivo



Se aplicó silicona ultraliviana de la marca Zhermack, por toda la superficie radicular que nos permitió simular el ligamento periodontal (Figura 8)

Figura 8. Aplicación de silicona en la superficie radicular



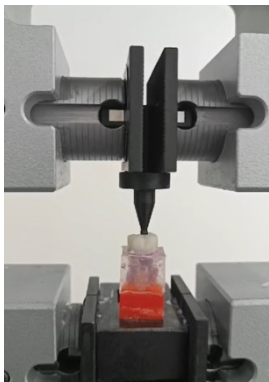
Se realizó el encofrado del diente tomando dos cubos legos unidos de dimensiones 2 x 2, se toman 4 láminas cubre objetos de vidrio unidos por silicona. Luego se llenó con acrílico transparente y se introdujo el modelo de la corona completa orientándolo de forma que la zona cervical coincidiera con la lámina de vidrio, se esperó la polimerización del acrílico, según las recomendaciones de la casa comercial.

Figura 9. Encofrado del modelo



La muestra se colocó entre las placas de compresión del Instron. asegurándose de que estuviera alineado y centrado para evitar sesgos al aplicar la carga.

Figura 10. Prueba en Maquina Universal de Ensayos (Instron)



Para este estudio el tamaño de la muestra se calculó con el software Real Statistics (versión 9) con una potencia de 80% con una confianza de 95% y un efecto de error del 0.6 dando como resultado, un tamaño de muestra de 15, con el fin de disminuir el error, se tuvo en cuenta una muestra de 16 para cada

grupo, para un total de 48 muestras, las cuales se imprimieron y se tuvo en cuenta que cumplieran los criterios de elegibilidad, Coronas monolíticas con anatomía de diente 46 elaboradas con Zirconio tipo IV de las casas comerciales Dentsply®, Sagemax® y Vita® y Coronas con adecuado proceso de Sinterizado.

Las muestras seleccionadas se dividieron en los grupos de estudio de la siguiente forma:

- Grupo 1(zirconio tipo IV de Dentsply®) n=16, Grupo 2 (Zirconio tipo IV Sagemax ®) n=16 y Grupo 3 (Zirconio tipo IV de Vita ®)) n=16 en la tabla 1 se

dan las características de los zirconios utilizados para cada una de las casas comerciales.

Para la recolección de los datos, se realizaron tablas de Excel en las cuales se colocó el resultado que arrojó cada una de las muestras en el momento de ser probada su resistencia en la maquina universal de ensayos (Instron), realizando un análisis estadístico ANOVA y d'Ágostino.

RESULTADOS

En este estudio experimental *In-vitro* fueron analizadas 48 restauraciones de corona completa de molares inferiores divididas en 3 grupos de acuerdo con:

Grupo 1(DENTSPLY): n=16

Grupo 2 (SAGEMAX): n=16

Grupo 3 (VITA): n=16

RESISTENCIA COMPRESIVA DE GRUPO 1 (DENTSPLY)

El valor promedio de la fuerza aplicada a las 16 muestras corresponde a 1382,017 N, con una mediana 1355,77924 N, con un valor mínimo de 1129,04871 N y un valor máximo de 1793,51794 N, una desviación estándar de 171,91989 N y un coeficiente de variación de 12,43978 N. (Tabla 1)

Tabla 1. Valores de fuerza aplicada al Grupo 1.

Muestra	Fuerza aplicada (N)
1	1459,84192
2	1129,04871
3	1476,90894
4	1212,30896
5	1647,25464
6	1457,52539
7	1793,51794
8	1793,51794
9	1252,6709
10	1362,71948
11	1402,97314
12	1331,06714
13	1244,63086
14	1348,83899
15	1293,10266
16	1491,40576
MEDIA	1382,01741
MEDIANA	1355,77924
MÁXIMO	1793,51794
MÍNIMO	1129,04871
DS	171,91989
COEFICIENTE DE VARIACION	12,43978

N= valor de la fuerza aplicada en Newtons. DS= Desviación estándar.

RESISTENCIA COMPRESIVA DE GRUPO 2 (SAGEMAX)

El valor promedio de la fuerza aplicada a las 16 muestras corresponde a 1385,155885 N, con una mediana 1385,15588 N, con un valor mínimo de 889,07123 N y un valor máximo de 1960,42969 N, una desviación estándar de 285,01965 N y un coeficiente de variación de 20,35856 N. (Tabla 2)

Tabla 2. Valores de fuerza aplicada al Grupo 2.

Muestra	Fuerza aplicada (N)
1	1279,93774
2	1238,06934
3	1211,14783

4	1014,73352
5	1359,51782
6	889,07123
7	1661,03333
8	1696,54309
9	1282,80762
10	1960,42969
11	1425,70422
12	1410,79395
13	1561,09155
14	1648,72571
15	1661,13245
16	1099,25073
MEDIA	1399,99936
MEDIANA	1385,15588
MÁXIMO	1960,42969
MÍNIMO	889,07123
DS	285,01965
COEFICIENTE DE VARIACION	20,35856

N= valor de la fuerza aplicada en Newtons. DS= Desviación estándar.

RESISTENCIA COMPRESIVA DE GRUPO 3 (VITA)

El valor promedio de la fuerza aplicada a las 16 muestras corresponde a 1346,779295 N, con una mediana 1346,7793 N, con un valor mínimo de 1019,55212 N y un valor máximo de 1552,5647 N, una desviación estándar de 187,87613 N y un coeficiente de variación de 14,31228 N. (Tabla 3)

Tabla 3. Valores de fuerza aplicada al Grupo 3.

Muestra	Fuerza aplicada (N)
1	1250,91223
2	1522,88977
3	1266,22827
4	1473,85706
5	1353,41992
6	1424,20264
7	1036,78003
8	1552,5647
9	1021,54456
10	1505,39087

11	1414,8551
12	1475,58069
13	1274,43762
14	1019,55212
15	1340,13867
16	1070,71765
MEDIA	1312,69199
MEDIANA	1346,7793
MÁXIMO	1552,5647
MÍNIMO	1019,55212
DS	187,87613
COEFICIENTE DE VARIACION	14,31228

N= valor de la fuerza aplicada en Newtons. DS= Desviación estándar.

Comparación de la resistencia compresiva de zirconio tipo IV de las 3 casas comerciales

Las muestras fueron sometidas a fuerzas verticales dando como resultado para el grupo 1 el promedio de la fuerza aplicada hasta generar la fractura fue de 1418.6 N. lo que corresponde a una resistencia compresiva de 1.3 MPa, la resistencia alcanzada por el grupo 2 fue de 1400 N lo que corresponde a una resistencia compresiva de 1.2 MPa y el grupo 3 el promedio de fuerza aplicada hasta generar la fractura fue de 1312.7 N lo que corresponde a una resistencia compresiva de 1.3 MPa teniendo en cuenta que aunque existen diferencias en las medias de resistencia compresiva entre los grupos, el análisis estadístico no mostró diferencias significativas entre los grupos (Tabla 4).

Tabla 4. Resultados descriptivos de los materiales.

	Grupo 1 DENTSPLY N=16	Grupo 2 SAGEMAX n=16	Grupo 3 VITA n=16
Resistencia Compresiva	1418,6	1400,0	1312,7
Promedio	193,419275	285,019655	187,876132
Mediana (Min- Max)	1382,8 (1129,0 -1793,5)	1385,2 (889,1 - 1960,4)	1346,8 (1019,6 - 1552,6)
Valor P	0,2	1,0	0,1

DS: Desviación estándar; N: Newtons; Significancia estadística * $P > 0.05$

El grupo 1 presentó la mayor resistencia con 1418,6 N, seguido del grupo 2 con 1400,0 N y finalmente el grupo 3 con 1312,7 N. Sin embargo, la variabilidad de los resultados también es importante, especialmente en el rango intercuartil (IQR), (Gráfico 1) donde el grupo 2 mostró la mayor dispersión (420,5), en comparación con el grupo 1 (197,5) y el grupo 3 (268,4).

A pesar de las diferencias observadas en los valores promedio y la dispersión, el análisis de varianza (ANOVA) con un valor p de 0,37707 sugiere que no hay diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio.

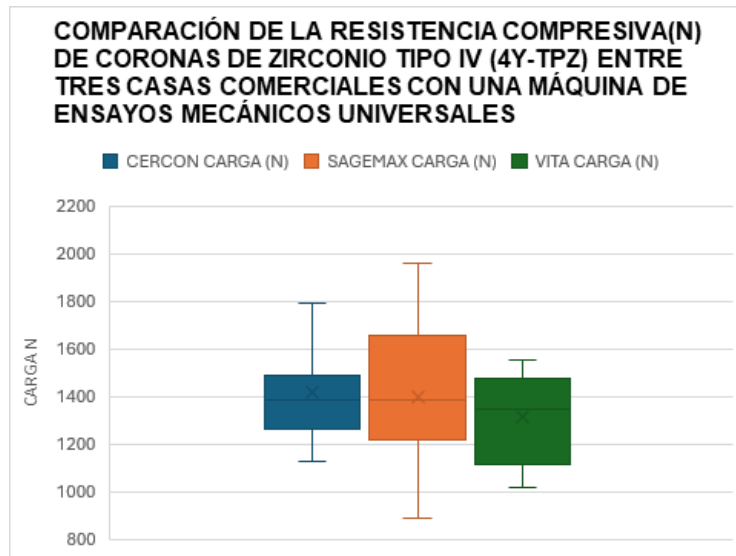


Gráfico 1. Comparación de la resistencia compresiva (carga máxima).

DISCUSIÓN

Los resultados del estudio actual muestran que, la resistencia compresiva que arrojaron las coronas del grupo 1 fue de 1418,6 N (1,3 MPa), la resistencia alcanzada por el grupo 2 de 1400,0 N (1,2 MPa) y el grupo 3 con 1312,7 N. (1,3 MPa) teniendo en cuenta que, aunque existen diferencias en las medias de

resistencia compresiva entre los grupos, el análisis estadístico no mostró diferencias significativas entre los grupos, teniendo presente que no se observaron factores externos que fueran causal de alteración de los resultados. Sin embargo, estudios como el de Khaledi et al. (2018) indican que el tiempo de sinterización puede afectar la resistencia compresiva de cofias de zirconio, debido a que en los resultados se observó que el grupo 3 (tiempo de sinterizado de 75 min) presentó más alta de carga de fractura en comparación al grupo 1 (7h/20 min) y el grupo 2 (4h/20 min) (12). En otros estudios como el de Ordoñez et al. (2022) indican que el tiempo de sinterización no es un factor que pueda afectar la resistencia compresiva de cofias de zirconio, ya que, en los resultados, el grupo 1 (sinterización rápida) presentó una media de 1222,8 N y una desviación estándar de 136,91 N. El grupo 2 (sinterización lenta) obtuvo una media de 1068,5 N y una desviación estándar de 316,39 N. No hubo diferencias significativas entre los dos grupos, y la resistencia mecánica del material no se vio afectado, lo que implicaría un ahorro de tiempo clínico y de laboratorio al realizar una sinterización rápida sobre restauraciones monolíticas translúcidas de dióxido de zirconio. Sin embargo, las restauraciones sinterizadas rápidamente tienen una confiabilidad limitada (13). Esta discrepancia podría explicarse por las diferencias en la naturaleza del estudio, el diseño experimental o incluso las condiciones de las muestras.

Así mismo, el estudio de Chougule (2017) mostró que la alteración de la superficie puede influir en la resistencia del zirconio monolítico, lo que indica la importancia del acabado superficial y su impacto en la durabilidad (14), de acuerdo con lo anterior, esta investigación realizó el sinterizado sugerido por los fabricantes de cada grupo de estudio para garantizar que los resultados no se

vieran afectados por este tipo de alteraciones. Otros estudios, como el de Juntavee (2018), demostraron que la resistencia puede verse afectada por variaciones en las temperaturas de sinterización y el tiempo de retención (15), sugiriendo que el control preciso de estos parámetros puede ser crucial para obtener resultados consistentes (16). Esta variabilidad también se refleja en el estudio de Mavriqi (2023), Por lo tanto, aunque las diferencias entre las casas comerciales no fueron significativas, las variaciones en la sinterización, el tratamiento superficial y la resistencia a la fatiga deberían tenerse en cuenta al elegir y usar materiales de zirconio para restauraciones dentales (17).

CONCLUSIÓN

Con base en la evidencia disponible y según las cargas oclusales fisiológicas reportadas y con las limitaciones mencionadas, se puede concluir que cualquier casa comercial del Zirconio Tipo IV disponible en Colombia no presentará fracaso en el uso clínico. Considerando que los resultados de este estudio realizado en las coronas completas de molares inferiores arrojaron resultados mayores, dando como posibilidad al profesional seleccionar cualquiera de las

casas mencionadas siguiendo las recomendaciones y datos estipulados por los fabricantes.

REFERENCIAS

1. Cho YE, Lim YJ, Han JS, Yeo IL, Yoon HI. Effect of Yttria Content on the Translucency and Masking Ability of Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. *Materials (Basel)*. 2020;13(21):4726. Published 2020 Oct 22. doi:10.3390/ma13214726
2. Fernández N, Vally Z, Sykes L. The longevity of restorations. *SADJ* 2015; 70 (9): 410 – 413. www.sada.co.za
3. Lee C-Y, Lee S, Ha J-H, Lee J, Song I-H, Moon K-S. Effect of the Zirconia Particle Size on the Compressive Strength of Reticulated Porous Zirconia-Toughened Alumina. *Applied Sciences*. 2022; 12(5):2316. <https://doi.org/10.3390/app12052316>
4. Fathy SM, Al-Zordk W, E Grawish M, V Swain M. Flexural strength and translucency characterization of aesthetic monolithic zirconia and relevance to clinical indications: A systematic review. *Dent Mater*. 2021;37(4):711-730. doi: 10.1016/j.dental.2021.01.022).
5. Gélvez Vera MA, Velosa Porras J, Pérez Gutiérrez B. Efecto de las fuerzas oclusales sobre el periodonto analizado por elementos finitos / Effect of occlusal forces over periodontium analyzed through finite elements. *Univ Odonto [Internet]*. 2016;35(74). Disponible en: <http://dx.doi.org/10.11144/javeriana.uo35-74.efop>
6. Nassary Zadeh P, Lümekemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent*. 2018;120(6):948-954. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.12.021

7. Carrabba M, Keeling A, Aziz A, VFonzar V, Ferrari W. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent*. 2017, ISSN: 0300-5712. 10.1016/J.JDENT.2017.03.002
8. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018;97(2):140-147. doi:10.1177/0022034517737483
9. Bömicke W, Rues S, Hlavacek V, Rammelsberg P, Schmitter M. Fracture Behavior of Minimally Invasive, Posterior, and Fixed Dental Prostheses Manufactured from Monolithic Zirconia. *J Esthet Restor Dent*. 2016;28(6):367-381. doi:10.1111/jerd.12242
10. Güth J., Stawarczyk B., Edelhoff D., Libermann A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int*. 2019; 50:512–520.
11. Donovan T., Al-RaheamIslam I., Sulaiman T. An evidence-based evaluation of contemporary dental ceramics. *Dent Update* 2018; 45: 541–546.
12. Khaledi AAR, Vojdani M, Farzin M, Pirouzi S. The Effect of Sintering Program on the Compressive Strength of Zirconia Copings. *J Dent (Shiraz)*. 2018;19(3):206-211.
13. Ordoñez A., Abad-Coronel C., Ramos J., Biedma J. Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units. *Materials* 2022; 15: 1 -12. <https://doi.org/10.3390/ma15072478>
14. Chougule KJ, Wadkar AP. An In vitro Comparative Evaluation of Flexural Strength of Monolithic Zirconia after Surface Alteration Utilising Two Different Techniques. *J Clin Diagn Res*. 2017;11(8): ZC20-ZC23. doi:10.7860/JCDR/2017/25177.10361

15. Juntavee N, Attashu S. Effect of different sintering process on flexural strength of translucency monolithic zirconia. *J Clin Exp Dent*. 2018;10(8): e821-e830. Published 2018 Aug 1. doi:10.4317/jced.54749
16. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia en odontología: primera parte. Descubriendo la naturaleza de una nueva biocerámica. *The European Journal of Esthetic Dentistry* [Internet]. 2009;2(4):274–95. <https://www.elsevier.es/es-revista-the-european-journal-esthetic-dentistry-312-articulo-zirconia-odontologia-primera-parte-descubriendo-X2013148809536543>
17. Mavriqi L, Traini T. Mechanical Properties of Translucent Zirconia: An In Vitro Study. *Prosthesis*. 2023; 5(1):48-59. <https://doi.org/10.3390/prosthesis5010004>