

## Efecto del arenado en la resistencia a la flexión y a la fractura de dos zirconios con dos áreas de sección transversa\*

### Sandblasting Effect on Flexural Strength and Fracture Resistance of Two Zirconia with Two Cross Sectional Areas

Juan Norberto Calvo Ramírez 1  
Janeth Díaz Hurtado 2  
Nataly Alexandra Oviedo Hernández 3

#### RESUMEN

**Introducción:** el zirconio estabilizado con Itrio es un material cerámico considerado como alternativa "estética" en prótesis parcial fija. Estudios clínicos han evidenciado microfracturas en la zona de los conectores, desprendimiento de la cerámica de recubrimiento y dificultades en el acondicionamiento para cementarse. **Objetivo:** establecer la influencia del arenado en la resistencia flexural y a la fractura de dos cerámicas de zirconio-itrinio con dos áreas de sección transversa. **Materiales y métodos:** se diseñaron y sinterizaron 40 barras de 25mm de longitud de dos materiales (IPS e.max ZirCAD y VITA Inceram YZ), 20 de 2x2mm±0.02 y 20 de 3x3mm±0.03 en la sección transversa; diez muestras de cada grupo se arenaron con óxido de aluminio de 50µ a 2.5bares. Cada espécimen fue cargado hasta su fractura, en una máquina de ensayos universal, a una velocidad de 1±0.5mm/min. Los datos fueron analizados mediante la prueba *t student*. **Resultados:** la cerámica e.max ZirCAD mostró la mayor resistencia flexural (1232.78MPa) y la mayor carga a la fractura (802,74N). Al arenarse VITA Inceram YZ tuvo una mayor resistencia a la flexión (906.85MPa) y soportó una mayor carga 565,55N. La prueba *t student* indicó diferencias estadísticamente significativas en el grupo e.max ZirCAD al arenarse, tanto en resistencia flexural como a la fractura, en las dos áreas. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre las dos cerámicas, tanto en las dos áreas de sección transversa como al tratamiento de superficie. **Conclusiones:** el arenado disminuye significativamente los valores de resistencia a la flexión y a la fractura de las dos cerámicas en las dos áreas de sección transversa.

#### PALABRAS CLAVE:

zirconio-itrinio, arenado, resistencia a la flexión, sección transversa, contracción lineal.

#### ABSTRACT

**Background:** Yttrium stabilized zirconia a ceramic material currently considered as an "aesthetic" alternative in fixed partial denture. Clinical studies they have shown micro fractures in the area of the connectors, detachment or "chipping" ceramic coating and also the difficulties in fitting for her cementing. **Objective:** To establish the influence of sandblasting on flexural strength and fracture toughness of two Yttrium stabilized zirconia with two cross-sectional areas. **Material and methods:** Two materials were tested VITA Inceram YZ and IPS e.max ZirCAD, for each material was obtained 20 bars of 25mm in length, 2x2mm±0.02 width and height and 20 bars of 3x3mm±0.03 width and height. The samples were sintered; ten samples of each group were subjected to surface treatment with sandblasting. Each specimen was loaded to fracture in a Universal Testing Machine with a transverse head speed of 1±0.5mm/min. The data were analysed with the *t student test*. **Results:** The zirconia e.max ZirCAD has the highest flexural strength (1232.78 MPa) and the load-bearing fracture (802.74N). Surface treatment VITA Inceram YZ had a higher flexural strength (906.85 MPa) and supported a major load 565,55N. The test *t student* indicated statistically significant differences in the group IPS e.max ZirCAD when it is sandblasting, so much in the resistance to the flexion, since in the maximum load up to the fracture in both areas. There were no statistically significant differences between two ceramics, it having considered both cross-section areas and surface treatment (with and without sandblasting). **Conclusions:** Sandblasting, the values flexural strength and fracture toughness of the two ceramics in the two areas of cross section significantly decreasing.

#### KEY WORDS:

Yttria stabilized zirconia, sandblasting, flexural strength, fracture load, linear shrinkage.

\* Artículo de investigación e innovación resultado de proceso de **investigación**. Este documento es uno de los productos de la investigación realizada para optar al título de Especialistas en Rehabilitación Oral por la Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Colombia en el año 2013. La investigación tuvo el aval del Comité de ética y metodología de la investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Colombia.

1 Odontólogo, Universidad Nacional de Colombia. Especialista en Rehabilitación Oral, Universidad Autónoma de México. Director del grupo de investigación GRIMAD, Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Colombia Sede Bogotá. Dirección postal: Carrera 30 No. 45-30 Edificio 210, Ciudad Universitaria, Bogotá D.C. Correo electrónico: jncalvor@unal.edu.co

2 Odontóloga, Universidad Nacional de Colombia. Especialistas en Rehabilitación Oral, Universidad Nacional de Colombia Sede Bogotá. Dirección postal: Carrera 30 No. 45-30 Edificio 210, Ciudad Universitaria, Bogotá D.C. Correo electrónico: ydiazh@unal.edu.co

3 Odontóloga, Universidad Nacional de Colombia. Especialistas en Rehabilitación Oral, Universidad Nacional de Colombia Sede Bogotá. Dirección postal: Carrera 30 No. 45-30 Edificio 210, Ciudad Universitaria, Bogotá D.C. Correo electrónico: naoviedoh@unal.edu.co

#### Citación sugerida

Calvo JN, Díaz J, Oviedo NA. Efecto del arenado en la resistencia a la flexión y a la fractura de dos zirconios con dos áreas de sección transversa. *Acta Odontológica Colombiana* [en línea] 2015, [fecha de consulta: dd/mm/aaaa]; 5(1): 13-23. Disponible desde: <http://www.revistas.unal.edu.co/index.php/actaodontocol>

Recibido	2 de abril de 2015
Aprobado	20 de junio de 2015
Publicado	30 de junio de 2015

## Introducción

En odontología actualmente encontramos la tendencia a usar materiales restauradores libres de metal, uno de ellos es el zirconio estabilizado con Itrio que por sus excelentes propiedades mecánicas y por ser "estético" ha sido acogido como uno de los materiales cerámicos para coronas y prótesis fijas. Dentro de las principales propiedades del zirconio se encuentran la alta resistencia a la fractura, excelente resistencia al desgaste, alta dureza, excelente resistencia química, ser muy refractario a la temperatura y buen conductor del ion de oxígeno (1).

La zirconia es un material inestable y polimórfico que puede estar organizado en tres diferentes patrones cristalográficos dependiendo de la temperatura: 1) a temperatura ambiente y hasta 1.170°C la estructura es monoclinica; 2) entre 1.170 y 2.370 °C la estructura es tetragonal y; 3) por encima de 2.370 °C en fase cúbica hasta fundirse (2-4). Las transformaciones de una fase tetragonal a una monoclinica, con grietas selladas, se pueden dar por enfriamiento, arenado, impacto o por estrés sobre la superficie y está acompañada del aumento localizado del volumen que puede variar entre el 3 y el 5% (5). De la misma manera, el estrés provocado sobre la superficie, puede ser suficiente para generar una falla estructural o lineal que altera el material y lo hace susceptible a la fractura (5,6).

La mezcla de algunos óxidos, como el óxido de magnesio (MgO), óxido de calcio (CaO), óxido de itrio (yttria Y2O3 ), con el zirconio permite estabilizar la estructura molecular y cristalográfica de este en una fase tetragonal, además de controlar el estrés inducido por la transformación de fase tetragonal a monoclinica, generando mayor tenacidad sobre la estructura; el más utilizado es el óxido de itrio o Yttria, también conocido como zirconio policristalino tetragonal con itrio (YTZP); esta es la combinación más estudiada actualmente. Su resistencia a la compresión es de aproximadamente 2.000 MPa.

La zirconia presinterizada para maquinado CAD/CAM utiliza una temperatura de sinterización entre 1.350 y 1550 °C dependiendo de la casa fabricante; este intervalo tan amplio tiene consecuencias en sus propiedades mecánicas (2). En el proceso de sinterización, la estructura de Y-TZP se contrae un 20-25% (7).

La interfase estructura-recubrimiento estético es uno de los aspectos más débiles de estas restauraciones de manera que puede ocurrir el astillado o agrietamiento y la delaminación de la cerámica de cubrimiento (8). La principal causa de fracaso en las prótesis parciales fijas (PPF) totalmente cerámicas, ha sido la fractura en la zona del conector; sin embargo, no hay un consenso sobre cuáles son las dimensiones adecuadas del conector (9). Actualmente no existe un protocolo único para la cementación de PPF en zirconio, por la ineffectividad, riesgos de los tratamientos y falta de evidencia científica y clínica, aunque hay reportes de diferentes intentos por mejorar la unión al Zirconio estabilizado con itrio (10).

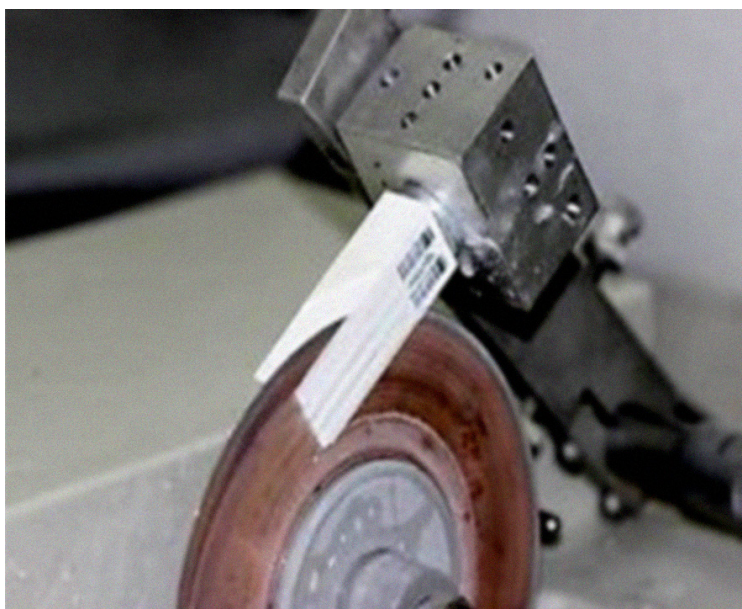
El propósito de este estudio fue establecer la influencia del arenado en la resistencia flexural de dos cerámicas de zirconio estabilizada con Itrio para dos áreas de sección transversa y determinar la contracción lineal post-sinterización corroborando la respectiva dureza.

## Materiales y métodos

En el presente estudio se evaluó la resistencia a la flexión, la tenacidad a la fractura, la contracción y la dureza de dos cerámicas de zirconio- itrio, (IPS e.max ZirCAD, de Ivoclar Vivadent/pre-sinterizado, y zirconia Vita InCeram YZ, de Vita ZanhFabrik/pre-sinterizado, en barras de áreas de sección trasversa de  $4\pm 0.04\text{mm}^2$  y  $9\pm 0.09\text{mm}^2$ .

Se cortaron 20 barras de 30mm de longitud de 4x4mm y 20 de 3x3mm de cada marca de cerámica empleando el ISOMET (Buehler). Se obtuvieron un total de 80 muestras. Se admitió en este estudio un margen de error de corte de 20 micras ( $\pm 0.02\text{mm}$ ) para las muestras de 2x2mm, y de 30 micras ( $\pm 0.03\text{mm}$ ) para las muestras de 3x3mm (ver imagen 1). Finalmente se conformaron 8 grupos ( $n=10$  por cada grupo) como se muestra en la tabla 1.

**Imagen 1.** Corte de las barras de cerámica presinterizada, en microcortadora Isomet



Fuente: fotografía propia

**Tabla 1.** Materiales y distribución de grupos

Cerámica de Zirconio	Sección Transversa	n	Arenado	n
Ivoclar IPS e.max ZirCAD (Ivoclar)	4mm <sup>2</sup> (2x 2 mm)	20	Si	10
			No	10
	9mm <sup>2</sup> (3x3 mm)	20	Si	10
			No	10
Vita Inceram YZ (Vita)	4mm <sup>2</sup> (2x 2 mm)	20	Si	10
			No	10
	9mm <sup>2</sup> (3x3 mm)	20	Si	10
			No	10

Fuente: elaboración propia

## Contracción lineal y Sinterización

Antes de realizar los cortes y de obtener las barras se calculó la contracción esperada post-sinterización. Por tal motivo, las dimensiones de corte se aumentaron un 20% para obtener las medidas post-sinterizado adecuadas. Todas las muestras se pulieron con lija de No. 600 y agua destilada. Luego se tomaron las medidas de longitud, ancho y altura con pie de rey micrométrico antes de la sinterización; estas medidas se consideraron como longitud 1 (L1). Las probetas se almacenaron en una bolsa plástica con selle hermético y fueron rotuladas de acuerdo al grupo, permaneciendo allí hasta el momento de la sinterización.

Las muestras del grupo IPS e. Max ZirCAD (Ivoclar) se sinterizaron en el horno Programat S1 (Ivoclar Vivadent) empleando el programa No. 2, la duración de este proceso fue de 90 minutos. Las muestras se dejaron enfriar y almacenaron nuevamente en sus respectivas bolsas. Las muestras del grupo Vita Inceram YZ se sinterizaron en el horno ZYRCOMAT 6000MS (VITA ZanhFabrik), se dejaron enfriar y almacenaron nuevamente en su respectivo empaque.

A todas las muestras le fueron tomadas las medidas de longitud, ancho y altura después del proceso de sinterización con el mismo pie de rey utilizado en las medidas iniciales, de esta forma se obtuvo la longitud 2 (L2) y estableció el porcentaje de contracción lineal según la siguiente fórmula:

$$\text{Contracción lineal (CL)} = \frac{L1 - L2}{L1} \times 100$$

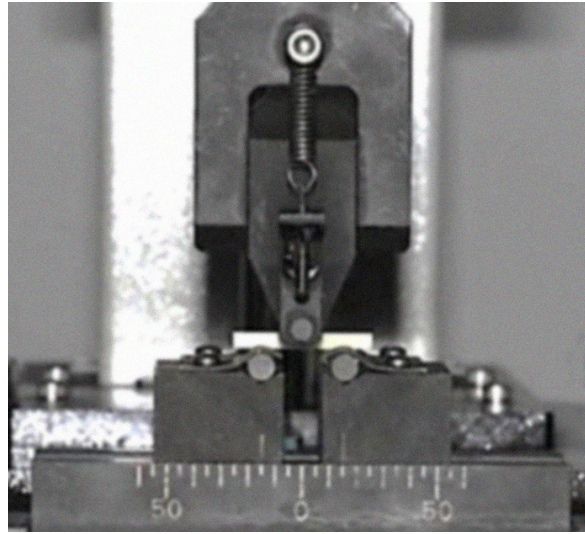
## Arenado

Posteriormente 10 de las muestras sinterizadas de cada grupo de sección transversa fueron arenadas en el equipo Duostar (Bego) por cada cara, con partícula de óxido de aluminio de 50um a 2.5 bares de presión y a una distancia de 15mm, estandarizados mediante un aditamento adaptado a la boquilla, posicionado en el centro de cada tercio de cada una de las caras de las barras. Cada probeta se arenó 10 veces, para un total de 30 aspersiones en cada lado de las muestras. Estas fueron arenadas, aireadas y lavadas durante 5 minutos en ultrasonido con agua destilada. Se dejaron secar a temperatura ambiente y se almacenaron nuevamente en su respectivo empaque hasta el momento de la aplicación de la carga.

## Pruebas de Resistencia a la Flexión y Resistencia a la Fractura

Se realizó una prueba de flexión de tres puntos de acuerdo a la norma ISO 6872 (11). El soporte del espécimen fue dado por el contacto con dos rodillos de acero endurecido, cuyo diámetro era de 4mm y se encontraban separados a una distancia de 15mm (distancia de centro a centro). La carga fue aplicada por un tercer rodillo de condiciones iguales (ver imagen No. 2). Se aplicó la carga en el centro de dicha distancia de cada espécimen hasta la fractura empleando la máquina universal de ensayos (Shimadzu AutoGraph-IS) a una velocidad de 1mm/min. Los valores de resistencia a la fractura fueron obtenidos en Newton (N) y se registraron en el respectivo formato. Se aplicó la fórmula descrita en la Norma ISO 6872, para obtener el resultado de resistencia a la flexión en Mega pascales (MPa).

**Imagen 2.** Prueba de resistencia a la flexión de tres puntos. Muestra colocada sobre dos rodillos de 4mm de diámetro, separados por 15mm de sus centros.



Fuente: fotografía propia

### Dureza Vickers

Para obtener los valores de Dureza Vickers se tomaron láminas de 1cm<sup>2</sup> por 2mm de IPS e.max ZirCAD y Vita Inceram YZ, se pulieron con lija de agua 600, se lavaron con agua destilada y se sinterizaron en sus respectivos hornos. En cada lámina se realizaron tres indentaciones cada 130 grados a 2mm del centro con el durómetro vickers IndentaMet, modelo 1104; serial 674MIT 1104-00124 Buehler Ltda. (Chicago, Illinois). El equipo se programó a una carga de 300gr durante 10s y se anotaron los valores arrojados en unidades Vickers, promediándose los valores para cada cerámica.

### Análisis Estadístico

Se realizó análisis de varianza ANOVA. Los valores fueron analizados estadísticamente usando la prueba *t Student* ( $p < 0.05$ ).

## Resultados

### Resistencia a la Flexión

El análisis de resistencia a flexión (MPa) bajo la prueba *t Student* mostró que el arenado disminuye los valores con una significancia estadística ( $p \leq 0.05$ ) en las dos cerámicas de zirconio, tanto en la sección transversa de 4mm<sup>2</sup> como en la de 9mm<sup>2</sup>. Sin embargo, el mayor impacto negativo fue para IPS e.max ZirCAD que tuvo disminuciones cercanas al 50% pasando de 1294,89Mpa a 609,38Mpa al arenarse, mientras con VITA InCeram YZ la disminución fue cercana al 23% (ver tabla 2).

**Tabla 2.** Promedios de resistencia a la flexión en MPa. Los grupos con la misma letra no tienen diferencia estadística ( $p \leq 0.05$ ).

Grupo	Tratamiento de superficie	Sección transversa 4mm <sup>2</sup> (2x2mm) MPa	Sección transversa 9mm <sup>2</sup> (3x3mm) MPa	Promedio general MPa
IPS e.max ZirCAD	Arenado	609.38 a	647.11 a	628.24
	No arenado	1,294.89 c	1,176.31 c	1,232.78
VITA Inceram YZ	Arenado	944.53 b	869.17 b	906.85
	No arenado	1,232.73 c	1,124.21 c	1,178.47

Fuente: elaboración propia

### Resistencia a la Fractura (Carga)

Se observó que el área de sección transversa es una variable estadísticamente significativa ( $p \leq 0.05$ ), mostrando, de manera general, que los promedios en Newton (N) de las barras con sección transversa de 9mm<sup>2</sup> sin arenado soportaron una mayor carga hasta la fractura (e.max ZirCAD 1237,43 N, Vita InCeram YZ 1130,18N).

El arenado ocasionó una disminución en los valores de la carga soportada en las barras de 4 y 9mm<sup>2</sup>, siendo más dramática para las barras de sección transversa de 9mm<sup>2</sup> pues en estas ocurrieron disminuciones entre el 48,4% y 21,5% para e.max ZirCAD y Vita InCeram YZ respectivamente. De manera general Vita InCeram YZ se afectó menos por el arenado (ver tabla 3).

### Contracción lineal

Los promedios porcentuales de contracción para cada cerámica fueron: para IPS e. Max ZirCAD de 19,8 % y para VITA Inceram YZ de 21,6 %.

### Dureza

La dureza Vickers promedio para cada cerámica fue: 1231,6 para Vita Inceram YZ y 1292,6 para IPS e.max Zir CAD. Valores similares a los reportados en la literatura.

**Tabla 3.** Promedio de carga a la fractura en newton (N) en todos los grupos

Grupo	Tratamiento de superficie	Sección transversa 4mm <sup>2</sup> (2x2mm) Promedio en N	Sección transversa 9mm <sup>2</sup> (3x3mm) Promedio en N
IPS e.max ZirCAD	Arenado	234.57	639,21
	No arenado	368,05	1237,43
VITA InCeram YZ	Arenado	272,95	858,15
	No arenado	347,90	1130,18
Promedio general		305.87	966.24

Fuente: elaboración propia

## Discusión

Actualmente hay pocos reportes de resistencia a la flexión y resistencia a la fractura en las cerámicas de Zirconio estabilizadas con Itrio, por esta razón no hay datos empíricos suficientes para contrastar los resultados obtenidos en el presente trabajo.

Los resultados del presente estudio reportan en la prueba de resistencia a la flexión post-sintetizado sin arenado valores similares en los dos materiales usados, esto indica que las propiedades mecánicas de la zirconia empleadas en este estudio son semejantes. Sin embargo, cuando son arenadas se observan disminuciones significativas en la resistencia a la flexión de los dos tipos de materiales utilizados y en las dos secciones de área probadas. Estos resultados son similares a los hallazgos de otros estudios (4), es posible que estas disminuciones estén determinadas por un incremento en la fase monoclinica (12) aunque puede favorecer los valores de unión en la cementación adhesiva (13).

Esto alerta sobre las dimensiones que deben tener los conectores en una situación clínica de las prótesis parciales fijas con estructura de zirconia, que puede variar dependiendo de la altura coronal y el diseño (14-16). La literatura ha reportado que la mayor concentración de esfuerzos ocurre a nivel del área del conector en PPF y que la resistencia a la flexión de dicho conector debe ser lo suficientemente alta para soportar cargas oclusales de 230 a 500N. Por esto las dimensiones de los conectores son importantes para el éxito a largo plazo de las estructuras de zirconio, sin embargo estas medidas están limitadas por la presencia de tejido periodontal (17-19).

A pesar de la falta de pruebas científicas suficientes sobre el tamaño ideal del conector algunos estudios in vitro recomiendan diámetros mínimos de 3 a 6mm en PPF de 3 unidades, de 4 a 6mm para PPF de 4 unidades y de 5 a 6mm para PPF de 5 unidades en zirconio (20,21). Lo anterior indica que la altura, es determinante en la resistencia a la flexión del conector y clínicamente sugiere limitaciones en tratamientos restaurativos extensos con altura vertical comprometida. (19,22).

También se ha reportado que minimizar el número de tratamientos térmicos de las estructuras en zirconio estabilizado con itrio favorece la resistencia a la fractura (23). Algunos estudios que han evaluado estructuras de zirconio de PPF de 3, 4 y 5 unidades reportan que las áreas de sección transversa respectivas debían ser de 2.7mm<sup>2</sup>, 4,0 mm<sup>2</sup> y 4.9mm<sup>2</sup> (24,25). Otros estudios afirman que el área de la superficie del conector de una PPF debe ser de 6.25 mm<sup>2</sup> (26).

Con respecto al arenado realizado con partículas de óxido de aluminio de 50 micras a una presión de 2.5 bares, se encontró que el sistema VITA Inceram YZ con un área de 4mm<sup>2</sup> presentó mejores propiedades mecánicas, con valores de resistencia a la flexión de 944.53MPa y una resistencia a la fractura de 272,95N; indicando que este material cerámico se afecta poco por el arenado. El sistema IPS e. Max de ZirCAD, no recomienda el arenado, advertencia que se ratifica en el presente estudio, pues la mayor disminución en resistencia a la flexión fue de 52,9% frente al valor inicial sin arenado, pasando de 1294.89MPa a 609.38MPa.

El arenado en las barras de sección transversa de 9mm<sup>2</sup> generó también disminución en los valores de resistencia a la flexión y resistencia a la fractura, en las dos cerámicas, siendo mayor para el sistema IPS e. Max de ZirCAD (ver tabla número 2).

Aunque el arenado del Zirconio, puede mejorar los valores de adhesión en procesos de cementación, no se podría recomendar este tratamiento por cuanto disminuye la resistencia a la flexión y a la fractura, sobre todo en las secciones trasversas de  $4\text{mm}^2 \pm 0.02$  de zirconio, en las cuales se obtuvieron valores promedios de 234N y 272N, valores inferiores a los reportados por Ferrari (27). Estos valores están levemente por debajo de los reportes de carga oclusal máxima en boca de 230N en el sector anterior y 500N en el sector posterior (28-30).

En el presente trabajo se encontró que la contracción de IPS e. Max ZirCAD fue de 19,8% y en VITA Inceram YZ de 21,6%, confirmándose la contracción esperada según las casas fabricantes del 20 al 25% tras la sinterización final.

Al realizar la prueba de dureza no hubo diferencia estadísticamente significativa entre el zirconio VITA Inceram-YZ con una dureza Vickers de 1.231,6 frente a la cerámica IPS e. Max ZirCAD con un valor de 1.292,6.

## Conclusiones

Bajo las condiciones de este estudio se concluye que:

- El arenado disminuye notablemente los valores de resistencia a la flexión y resistencia a la fractura de las dos cerámicas de zirconio estabilizado con itrio.
- El arenado afecta menos a la cerámica VITA Inceram YZ.
- La sección transversa con altura de 3mm presenta adecuados valores de resistencia a la flexión y a la fractura
- La dureza Vickers de las dos cerámicas estuvo entre 1231 y 1292.
- La contracción post-sinterización de los dos materiales estuvo entre el 19.8% y el 20,7%.

## Significancia Clínica

Basados en los resultados de este estudio se puede asumir que en prótesis fijas elaboradas en Zirconio estabilizado con Itrio no es recomendable arenar las estructuras y que los conectores deben tener una sección transversa superior a  $4\text{mm}^2$  en el sector posterior, puesto que su resistencia a la fractura es menor que la carga masticatoria reportada en esta zona, siendo deseables áreas de sección transversa de  $9\text{mm}^2$  con altura de al menos 3mm.



## Referencias bibliográficas

1. Raigrodski A, Hillstead MB, Meng G, *et al.* Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2012; 107(3):170-7.
2. Denry I, Kelly Jr. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent. Mater* 2008; 24(3):299-307
3. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98(5):389-404.
4. Özcan M, Melo RM, Souza RO, *et al.* Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mat* 2013; 20:19-28
5. Manicone PF, Rossi IP, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic proprieties and clinical applications. *J Dent* 2007; 35(11): 819-826
6. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21(5):476-482
7. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004; 31(7):682-8.
8. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, *et al.* Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater* 2007; 23(8):952-9.
9. Larsson C, Holm L, Lövgren 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
10. Hurtado LA, Calvo JN. Effectiveness of different treatments on the zirconia ceramic adhesion. *Acta Odonto Col* 2012; 2(1): 87-100.
11. International Organization for Standardization. Norma ISO 6872:2008. Dentistry - Ceramic materials [en línea]. Ginebra: 2015 [fecha de consulta: 20 de Abril de 2015]. Disponible en: [www.iso.org/iso/catalogue\\_detail.htm?csnumber](http://www.iso.org/iso/catalogue_detail.htm?csnumber)
12. Inokoshi M, Vanmeensel K, Zhang F, *et al.* Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dent. Mater* 2015; 31(2):182-194
13. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, *et al.* Meta-analysis of Bonding Effectiveness to Zirconia Ceramics. *J Dent Res* 2014; 93(4):329-334

14. Suarez MJ, Lozano JF, Paz SM, *et al.* Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004; 17(1): 35–8.
15. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, *et al.* The efficacy of posterior threeunit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96(4): 237–44.
16. Sailer I, Feher A, Filser F, *et al.* Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006; 37(9): 685–93.
17. Lubica H, Ulmer P, Reusser E, *et al.* Effect of blasting pressure, abrasive particle size and grade on phase transformation and morphological change of dental zirconia surface. *Surface & Coatings Technology* 2012; 206(19-20):4293–4302
18. Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, *et al.* Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. *J Biomed Mat Res Part B Applied Biomaterials* 2007; 80(2): 317–21.
19. 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.
20. McLaren EA, Giordano RA. Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence of Dental Technology* 2005; 28: 99–112.
21. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, *et al.* Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007; 23(1): 45–50
22. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; 24(11): 289–98
23. Vichi A, Sedda M, Bonadeo G, *et al.* Effect of repeated firings on flexural strength of veneered zirconia. *Dent Mater* 2015; S0109-5641(15): 132-3.
24. Quinn GD, Studart AR, Hebert C, *et al.* Fatigue of zirconia and dental bridge geometry: Design implications. *Dent Mater* 2010; 26(12):1133–6.
25. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, *et al.* Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20(5): 449–456
26. André R, Studart AR, Frank F, *et al.* Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2007; 23(1): 106–114.
27. Ferrari M, Giovannetti A, Carrabba M, *et al.* Fracture resistance of three porcelain-layered CAD/CAM zirconia frame designs. *Dent Mater* 2014; 30(7):163–168.

28. [Derand P, Derand T.](#) Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000; 13(2):131-5.
29. [Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, et al.](#) Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006; 96(2): 104-14.
30. [Kern M, Wegner SM.](#) Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14(1):64-71.