



Efecto del Tratamiento de Superficie para disminuir la Delaminación de la Cerámica de Recubrimiento sobre Estructuras de Zirconio: estudio *In Vitro*

Benavides L.¹; Correa S.¹; Cuadrado J.¹; Rodríguez I.¹; Mendoza W.²; Parra D.³; Ibáñez E.⁴

RESUMEN

Introducción: las coronas total cerámicas con estructura de zirconio y recubrimiento cerámico, tienen una alta demanda estética, aunque la evidencia demuestra que este tipo de restauraciones han generado fallas estructurales como la delaminación, por tal motivo se han creado tratamientos de superficie como el arenado para la estructura de Zr, que pueden ayudar a disminuir esta falla adhesiva.

Objetivo: Determinar si el tratamiento de superficie de arenado con dos tipos de tamaño de partícula (50µm y 110 µm) disminuye las posibilidades de delaminación en coronas con cofias de zirconio y recubrimiento cerámico.

Métodos: Estudio experimental In Vitro, se usaron 15 coronas total cerámica de estructura en Zirconio con recubrimiento cerámico, 5 para el grupo control sin tratamiento de superficie y los otros dos grupos cada uno de 5 muestras con modificación en la superficie por medio de arenado utilizando dos tipos de partículas (50µm y 110µm) respectivamente. Cada muestra fue cargada hasta su fractura en una máquina de ensayos universal, a una velocidad de 1mm/min, y para análisis de zona de la falla sometidos a microscopia de electrones de barrido SEM. El análisis estadístico se realizó con Shapiro Wilk, ANOVA y Bonferroni Test.

Resultados: La falla de la cerámica de recubrimiento después de la aplicación de la carga para los diferentes grupos fue del 100% para el grupo control, 20% para el grupo T-50µm y 60% para el grupo T-110µm. Al momento de realizar el análisis estadístico los grupos mostraron resultados heterogéneos, con diferencias estadísticamente significativas (p=0,05).

Conclusión: El arenado con partículas de Oxido de Aluminio de 50µm disminuye significativamente los valores de delaminación de la cerámica de recubrimiento una vez sometido a carga.

Palabras Clave: Delaminación, Zirconio, Cerámica de recubrimiento, Tratamiento de superficie, Arenado

ABSTRACT

Introduction: the total ceramic crowns with zirconium structure and ceramic coating, have a high aesthetic demand, although the evidence shows that this type of restorations has generated structural failures such as delamination, for this reason surface treatments have been created such as sandblasting for the structure of Zr, which can help reduce this adhesive failure.

Objective: To determine if the surface treatment of sandblasting with two types of particle size (50µm and 110µm) reduces the chances of delamination in crowns with zirconia and ceramic coating.

Methods: In vitro experimental study, 15 total ceramic crowns were used in Zirconium with ceramic coating, 5 for the control group without surface treatment and the other two groups each of 5 samples with modification in the surface by means of sandblasting using Two types of particles (50µm and 110µm) respectively. Each sample was loaded up to its fracture in a universal testing machine, at a speed of 1mm / min, and for zone analysis of the fault subjected to scanning electron microscopy SEM. The statistical analysis was performed with Shapiro Wilk, ANOVA and Bonferroni Test.

Results: The failure of the coating ceramic after the application of the load for the different groups was 100% for the control group, 20% for the T-50µm group and 60% for the T-110µm group. At the time of performing the statistical analysis, the groups showed heterogeneous results, with statistically significant differences (p = 0.05).

Conclusion: Sandblasting with 50µm Aluminum Oxide particles significantly decreases the delamination values of the coating ceramic once subjected to loading.

Key words: Delamination, Zirconia, Coating ceramic, Surface treatment, Sandblasting

¹Residentes del posgrado de Prostodoncia de la Institución Universitaria Colegios de Colombia (UNICOC)

²Asesor científico, Rehabilitador Oral; profesor clínico del posgrado de Prostodoncia de la Institución Universitaria Colegios de Colombia (UNICOC).

³Asesor Metodológico, Odontóloga especialista en Epidemiología, integrante de la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia (UNICOC)

⁴Asesor Estadístico, Estadístico, Universidad Nacional de Colombia, profesor Bioestadística Institución Universitaria Colegios de Colombia (UNICOC)

INTRODUCCIÓN

Las exigencias estéticas de la odontología moderna y de los pacientes han generado grandes avances en el desarrollo de nuevos materiales dentales, buscando siempre que su comportamiento sea similar al del tejido dental.¹

Algunos materiales utilizados para las restauraciones han sufrido cambios debido a necesidades clínicas y estéticas dentro de los cuales se encuentran las cerámicas. El término cerámica se refiere técnicamente a un material cristalino, es una mezcla de vidrio y componentes de cristal (95% feldespato, 3% sílice, 2% caolín).²

Existen diferentes tipos de cerámicas las cuales se clasifican en vítreas (Feldespáticas; reforzadas con leucita, mica y silicato) y policristalinas; (Infiltradas con alúmina, magnesio y Zirconio).² Sin embargo el zirconio supera a las demás debido a su estabilidad química y dimensional, buenas propiedades mecánicas y de resistencia (900 MPa a 1200 MPa). Debido a esto se originó el interés de utilizar el zirconio como biomaterial cerámico.³

Actualmente, se caracteriza por ser un material de elección para restauraciones totalmente cerámicas en dientes anteriores y posteriores, ya que presenta resistencia a la dureza, biocompatibilidad con los tejidos y cumple con requisitos estéticos.³

Ofrece mínima acumulación de placa, así como baja conductividad térmica y propiedades mecánicas hasta el momento solo atribuibles a las restauraciones metal cerámicas. Otra propiedad físicamente importante es la resistencia a la fractura, significativamente más alta que cualquier otra cerámica dental ($p=0,006$).⁴

El Zirconio es un polimorfo que se presenta en tres formas: monoclinico (M), cúbico (C), y tetragonal (T). La mezcla de algunos óxidos como el óxido de magnesio (MgO), óxido de calcio (CaO), óxido de ytrio (yttria Y_2O_3) con el zirconio permiten estabilizar su estructura molecular y cristalográfica en una fase tetragonal, además controlan el estrés inducido por la transformación de fase tetragonal a monoclinica, generando mayor tenacidad sobre la estructura;

de estos el más utilizado es el óxido de ytrio, cuando este se agrega al zirconio puro puede controlar el volumen de expansión y estabiliza el zirconio en una fase tetragonal a temperatura ambiente aumentando su resistencia flexural y a la fractura.^{5,6,7}

El Zirconio en su estado puro se encuentra en fase monoclinica a temperatura ambiente, esta fase es estable a 1170 °C. con una forma de prisma recto con lados rectangulares, ésta se transforma en tetragonal, organizado en celdas cristalinas y luego en fase cúbica a 2370 °C la cual tiene moderadas propiedades mecánicas, la fase monoclinica muestra reducción en las propiedades y la fase tetragonal provee mejores propiedades mecánicas.^{3,16}

Sin embargo, debido a la opacidad del zirconio, este puede ser recubierto con una cerámica feldespática más traslucida que mejora la estética. Los resultados de estudios clínicos han mostrado que las restauraciones en zirconio con recubrimiento cerámico estratificado presentan altas tasas de supervivencia (95,5%) cuando se utilizan en el sector posterior como en el sector anterior.³

El éxito a largo plazo de las restauraciones en zirconio con recubrimiento cerámico, parece estar determinado por el aspecto más frágil que es la cerámica de recubrimiento y su adhesión limitada con la estructura de zirconio.⁴

Se pueden identificar dos tipos de fallas en estas restauraciones como la cohesiva, definida como la falta de adherencia dentro de un mismo material como resultado de una fuerza de tracción o cizallamiento y adhesiva que se caracteriza por falla de enlace en la interfaz entre dos materiales.

La falla en la cerámica de recubrimiento se presenta en forma de crack, en la interface de la estructura, clasificada en este caso como una falla adhesiva o delaminación que se presenta en la cerámica de blindaje con un porcentaje de fractura de la cerámica de recubrimiento del 15% después de 24 meses, el 25% después de 31 meses y el 8% después de 36 meses, siendo las fallas adhesivas y cohesivas de la cerámica uno de los principales factores responsables del fracaso de las restauraciones.⁵

Muchos factores pueden influenciar en la fuerza de adhesión entre la estructura de zirconio y la cerámica de blindaje como pueden ser el estrés residual generado por incompatibilidad del coeficiente de expansión térmica, la interface que se genera en el proceso de fabricación de las mismas y tratamientos de superficie realizados a la estructura de zirconio, siendo este último utilizado como alternativa para mejorar la adhesión entre las estructuras de zirconio y cerámicas de blindaje para prevenir fallas cohesivas y adhesivas que generen daño a las estructuras.^{17,16}

El arenado como tratamiento de superficie donde se utiliza una partícula de óxido de aluminio genera micro-rugosidad en el Zirconio aumentando la retención mecánica de la cerámica de recubrimiento, siendo el tratamiento que presenta mejores tasas de éxito frente a tratamientos como la aplicación de liners, tratamientos térmicos y pulido.⁴ Sin embargo al utilizar esta técnica se provocan cambios en la estructura del Zirconio aumentando su temperatura

generando un cambio de fase y propiedades mecánicas y físicas.

Por lo anterior los aspectos que dificultan el éxito del tratamiento con este tipo de materiales es la incompatibilidad por sus estructuras físicas y la delaminación de la cerámica de recubrimiento al ser colocada sobre la estructura de zirconio, generando la necesidad de identificar qué tipo de partícula de óxido de aluminio es el ideal para mejorar la adhesión de este material con las cerámicas de blindaje.¹²

Con base a lo anterior, el objetivo de esta investigación es determinar si el tratamiento de superficie de arenado con dos tipos de tamaño de partícula (50 μ m y 110 μ m) disminuye las posibilidades de delaminación en coronas con cofias de zirconio y recubrimiento cerámico.

MATERIALES Y MÉTODOS

El presente es un estudio experimental in-vitro donde se utilizaron especímenes de coronas totalmente cerámicas ajustadas secuencialmente a un modelo maestro.

Fabricación del Modelo Maestro

Se realizó una preparación de un incisivo central superior derecho (21) a partir de un modelo prefabricado (Nissin) a cargo de uno de los investigadores del presente estudio previamente calibrado. Siguiendo los principios de Goodacre C (2001)⁸ se realizó una preparación para corona total cerámica: reducción incisal de 2mm y paredes axiales de 1.7mm dejando línea de terminación tipo chamfer, con fresa troncocónica punta redondeada halo negro, diámetro 1,5mm y refinado de la preparación con fresa troncocónica punta redondeada halo rojo, diámetro 1,5mm. Previo a la preparación, se realizó una matriz en silicona de adición, la cual fue seccionada en sentido buco-palatino para calibrar el diseño de la preparación y posterior recubrimiento cerámico. La preparación para corona total cerámica del diente (21) fue scaneado en sistema CAD (3Shape), y maquinado CAM en titanio. Se elaboraron tres troqueles maestros, los cuales se utilizaron como matriz para todos los grupos de este estudio; lo anterior fue realizado con el apoyo

del LABORATORIO ORGANICAL, Bogotá-Colombia.

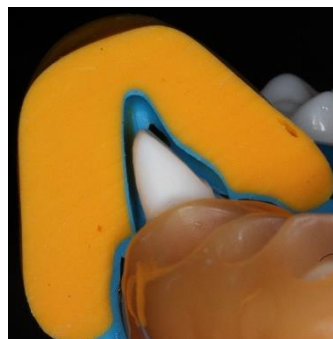


Imagen 1. Matriz en silicona estandarizado para la fabricación de coronas en incisivo central superior izquierdo.



Imagen 2. Modelos maestros en Titanio CAD-CAM

Fabricación de las coronas:

Se realiza un encerado sobre el troquel maestro como guía para el diseño y fabricaron en sistema CAD-CAM 15 cofias anatómicas en Zirconio pre-sinterizado *Organiccon* de estructura tetragonal estabilizado con Ytria a partir del modelo maestro.

Las cofias de Zirconio se distribuyeron en 3 grupos, dos de los cuales fueron sometidos a tratamiento de superficie arenado distribuidas al azar:

- Sin tratamiento de superficie (Grupo control ST).
- Arenado con polvo de alúmina de 50 μm a 3 bar de presión a una distancia de 10 mm del sitio de aplicación (Grupo T-50 μm).
- Arenado con polvo de alúmina de 110 μm a 3 bar de presión a una distancia de 10 mm del sitio de la aplicación (Grupo T-110 μm).

Para el grupo T-50 μm y grupo T-110 μm , después de realizado el arenado se llevaron las cofias a un baño en ultrasonido para retirar excesos del polvo de alúmina.

Para la colocación de la cerámica de recubrimiento de la estructura de zirconio se realizó con cerámica VitaVM9 color 1M2(Grupo control ST), 2M2(Grupo T-50 μm) y 3M2(Grupo T-110 μm) basados en la matriz tomada inicialmente de la siguiente manera:

- Se procedió a montar la dentina para darle color a la estructura de zirconio hasta lograr la forma buscada teniendo en cuenta que la contracción de la cerámica es de 14% al 17% aproximadamente, luego se introdujo en el horno a

estructura a una temperatura de 950°C por 55min. Lista la estructura con la primera capa de cocción se procedió a pulir para continuar con la segunda capa de dentina.

- Se repitió el proceso anterior para la segunda y tercera capa de dentina y esmalte.
- Posteriormente se realizó el montaje del borde incisal, teniendo en cuenta la forma y el tamaño buscado, se agregó del tercio medio hacia el borde incisal de acuerdo con el color buscado inicialmente controlando oclusión, puntos de contacto y volumen, se introdujo en el horno a una temperatura de 900°C de 15 a 20 min, se coloca sobre una placa de enfriamiento, lista la estructura se pule, se arena y se aplica el glaseado final.



Imagen 3. Encerado sobre el troquel maestro como guía para el diseño y fabricaron de coronas en sistema CAD-CAM

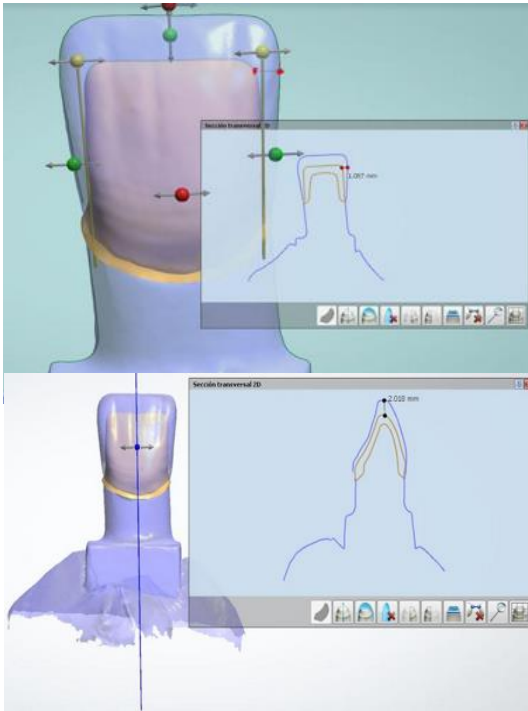


Imagen 4. Diseño cofias de Zirconio CAD



Imagen 5. Cofias en Zirconio pre-sinterizado Organiccon



Imagen 6. Coronas total cerámicas (Zirconio con recubrimiento cerámico Vita VM9)

PRUEBAS

CALIBRACION:

Se evaluaron diámetros y espesores de las coronas teniendo cuenta criterios de inclusión, coronas que no presenten alteraciones ni defectos macroscópicos que alteren los resultados a la hora de las pruebas y criterios de exclusión coronas que presenten un calibre menor a 1.5mm y mayor a 2.0 mm. En este estudio no se excluyó ningún espécimen.

CEMENTACIÓN DE LAS

MUESTRAS:

Las muestras fueron cementadas por un mismo operador al troquel maestro con Cemento de Oxifosfato de Zinc de acuerdo a las indicaciones de la casa comercial con una presión constante hasta cristalización total del material durante 12 min.

INSTRON:

Las muestras se sometieron a carga hasta generar la falla (INSTRON 3345), se instaló una punta localizada a 2 mm debajo del borde incisal en la superficie palatina programada a una velocidad de avance de 1mm/min y los valores de resistencia a la fractura

fueron obtenidos en Newton (N) y se registraron en el respectivo formato.

SEM (microscopía de barrido de electrones):

Una vez registrada la falla, se llevaron a SEM (JEOL, modelo JSM 6490-LV. Universidad de los Andes) para obtener información morfológica y composicional de las muestras.



Imagen 7. Prueba INSTRON (3345) de las muestras, a 2mm debajo del borde incisal, cara palatina

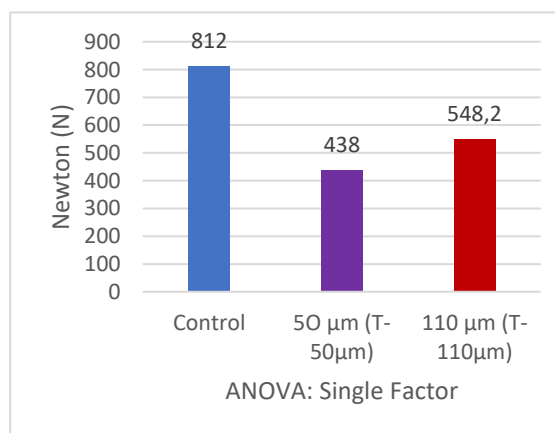
PRUEBAS ESTADÍSTICAS

Se digito en Microsoft Excel versión 2010, en donde se analizó en SPSS versión 22, la normalidad se determinó mediante la prueba Shapiro Wilk ($p > 0,05$), La comparación entre grupos mediante la prueba ANOVA ($p < 0,05$) y las diferencias entre grupos se realizó mediante el Test de

Bonferroni. Para el análisis estadístico de morfología de la zona delaminada con el microscopio de barrido de electrones (SEM) y zona de falla se utilizó frecuencias y porcentajes. El nivel de significancia fue del 0,05.

RESULTADOS

La resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento (Vita VM9) en el grupo control fue de 812(N). Después del arenado con un tamaño de partícula de óxido de aluminio de 50 μ m y 110 μ m fue de 438(N) y 548,2(N) respectivamente, con diferencia estadísticamente significativa ($p = 0,05$) para el grupo control respecto a los grupos T-50 μ m y T-110 μ m, sin diferencia estadísticamente significativa para los dos últimos. **Grafica 1.**



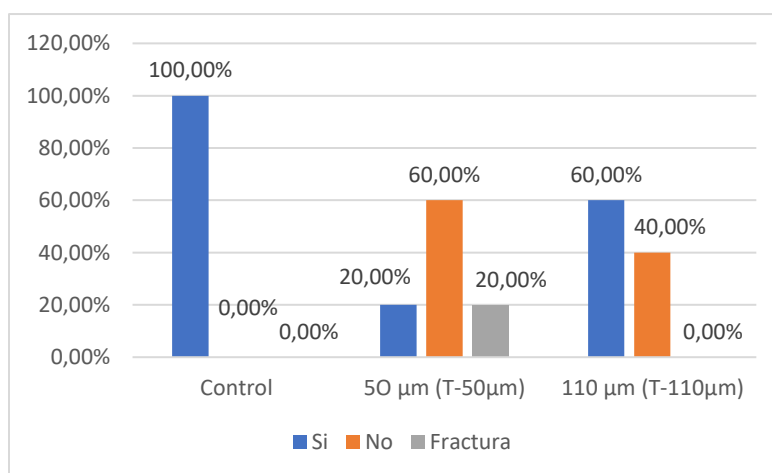
Gráfica 1. Resistencia a la Fractura (N) de todos los grupos

VARIABLES	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Shapiro-Wilk	ANOVA Single Factor
Control	5	812,000	99,9425	698,0	965,0	,688	0,05
50 µm (T-50µm)	5	438,000	125,5906	270,0	589,0	,956	
110 µm (T-110µm)	5	548,200	90,3145	457,0	673,0	,530	

Tabla 1. Descripción estadística de todos los grupos

Se observó que para el grupo control sin tratamiento de superficie (ST), el 100% de las muestras presentaron delaminación luego de ser sometidas a fuerza (N). El comportamiento para las muestras con tratamiento de superficie de T-50µm fue de 20% presentando delaminación, el 60 % no presento delaminación y el 20%

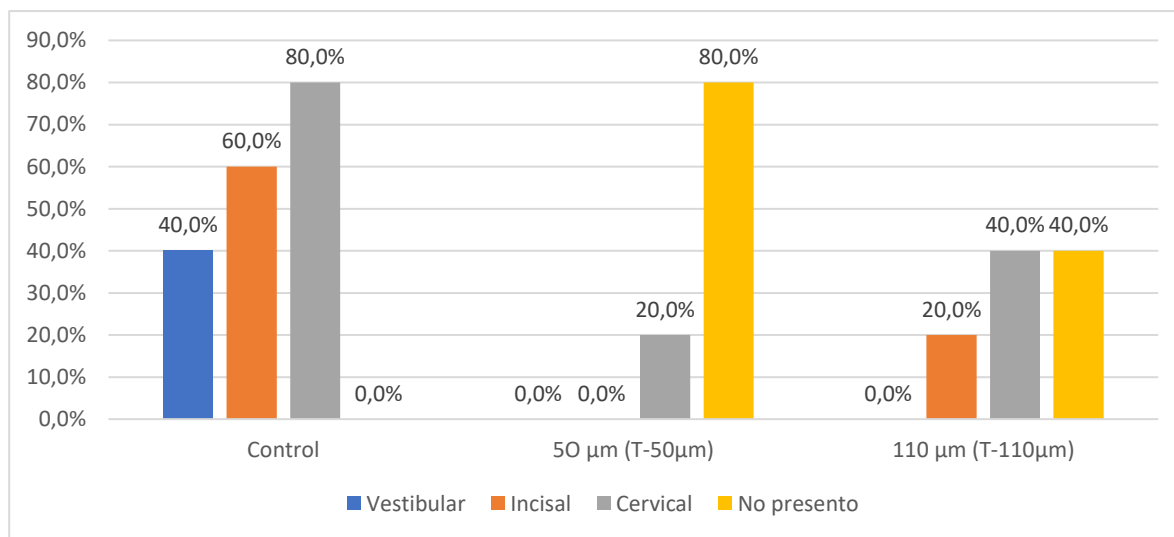
fractura catastrófica de la corona. Para el grupo de T-110µm, el 60% presento delaminación y el 40% no se delaminó; con diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p=0,05$) con tratamiento de superficie. **Grafica 2.** En la **Tabla 1**, se encuentra el análisis estadístico de todos los grupos.



Grafica 2. Delaminación; Comparación de grupos (control ST, T-50µm y T-110µm).

Por otro lado, los resultados de análisis de zona de falla en la cerámica de recubrimiento para el grupo control fue de 40% en zona Vestibular, 60% en zona incisal y 80% en cervical. Para el grupo de T-50µm los porcentajes de falla según la zona fueron de 20% en cervical y 80% no presento delaminacion; para el grupo T-110µm, el 20% presento falla en

zona incisal, 40% en cervical y 40% no presento falla. Se encontró diferencia estadísticamente significativa entre los grupos con tratamiento de superficie (T-50µm, T-110µm) comparados con el grupo control. **Grafica 3. Imagen 9.**



Grafica 3. Comparación zonas de falla en la cerámica de recubrimiento en todos los grupos.

En la **Imagen 8** se observa microscopía de las diferentes superficies donde se generó la falla o fractura. En la imagen **(A)** se observa zona delaminada con exposición del Zirconio que solo compromete el

borde incisal; la imagen **(B)** delaminación en la superficie vestibular; imagen **(C)** delaminación de la superficie cervical e imagen **(D)** fractura total de la corona.

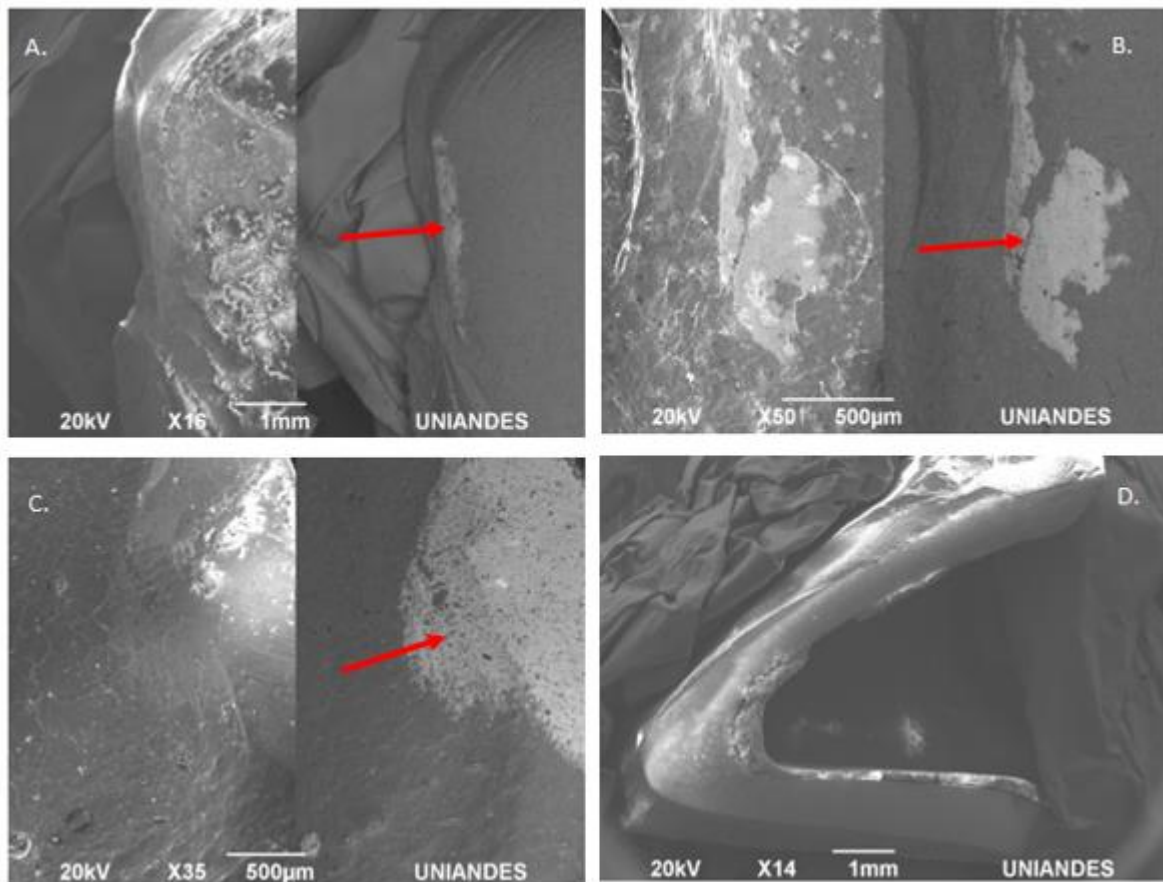


Imagen 8. Imágenes obtenidas mediante SEM, de zonas de fallas una vez sometidas a carga. Se observa exposición del Zirconio señalado en las diferentes zonas. A: Zona incisal delaminada (x16), B: Zona Vestibular delaminada (x20), C: Zona Cervical delaminada (x35), D: Fractura (x14).

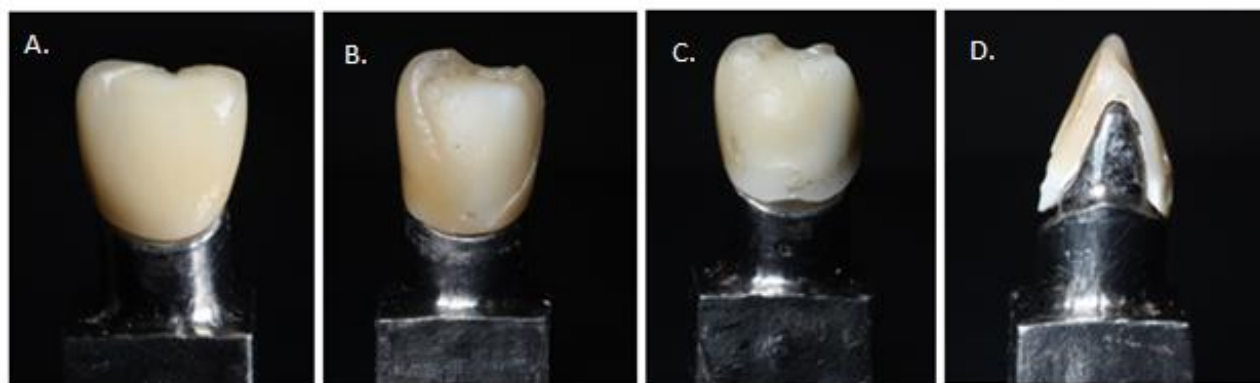


Imagen 9. Fotografías de zonas de falla una vez sometidas a carga. A: Zona incisal delaminada, B: Zona incisal-vestibular delaminada, C: Zona cervical-vestibular-incisal delaminada, D: Fractura

DISCUSIÓN

La cerámica de zirconio es un biomaterial que por su alta resistencia a la fractura y por la estética que ofrece, ha generado un interés en mejorar una de sus limitaciones como la delaminación para su uso clínico.¹

Algunos estudios han comparado la resistencia de unión de la estructura de zirconio con la cerámica de recubrimiento, arrojando valores inferiores a los de otros sistemas total cerámicos, lo que sugiere que las estructuras de zirconio con capas de cerámica de recubrimiento son más susceptibles a la delaminación durante la función masticatoria.⁹

Hallman y col (2014), mencionaron que muchos factores pueden influenciar en la fuerza de adhesión entre la estructura de zirconio y las cerámicas de blindaje; entre estos factores se encuentran el estrés residual generado por incompatibilidad de coeficientes de expansión térmica, interfaces en los procesos de fabricación.¹²

En los intentos por lograr una adhesión a la cerámica de zirconio han surgido métodos como el arenado, cuyo objetivo es aumentar el área de contacto de la superficie, obteniendo una mayor rugosidad superficial. Debido a la agresión que sufre el material durante el impacto de las partículas se generan tensiones de compresión e inducen a la creación de

pequeñas grietas.¹⁰ La consecuencia directa de este efecto en el zirconio es la transformación de fase tetragonal a monoclinica; para disminuir este cambio de la estructura es importante utilizar un tamaño de partícula pequeño del material (Óxido de Aluminio), lo que dificulta la propagación de las grietas y reduce la tensión crítica para que se produzca el cambio de fase.¹¹

En el estudio realizado por Su y cols. (2015),¹⁵ utilizaron el proceso de arenado a 50 y 110 μm , buscando identificar la pérdida de volumen, de altura y las fallas de las superficies (por adhesión y cohesión), recomendaron el arenado a 0.2 MPa, 21 segundos y un tamaño de partículas de 110 μm ; sin embargo, la muestra consideraba especímenes con estructura de zirconio y cerámica infiltrada con resina.

También Baldissara y cols. (2013) y Bielen y cols (2015),^{16,21,22} consideraron realizar tratamiento de superficie para mejorar la adhesión de zirconio-porcelana; no obstante, Sousa y cols (2013) y Hallmann y cols (2012),^{23,24} emplearon partículas de

óxido de aluminio de 30 μm en el grupo test, lo que condujo a una transformación de fase menor. Tiaki y cols (2016),¹⁶ en su estudio las muestras al ser comparadas con el grupo control (sin tratamiento), permitieron afirmar que la resistencia a la fractura de zirconio y porcelana no se ve afectada por los tratamientos superficiales de cerámica ($p = 0,0001$). GA (19.5 ± 3 MPa) y GAS (16.2 ± 4 MPa) registraron los valores más altos de resistencia de unión, mientras que el grupo de control tuvo el valor más bajo (10.1 ± 4 MPa).¹⁶

Basados en los resultados de este estudio permitieron afirmar que el tratamiento de superficie de 50 μm resulta estadísticamente significativo, para presentar una menor proporción de fallas por delaminación del material; valores que son inferiores si se comparan con las muestras que tuvieron tratamiento de arenado a 110 μm o de 2 veces en aquellas que no tuvieron este tipo de tratamiento superficial. Con respecto a la resistencia a la fractura, los valores más altos fueron obtenidos en el grupo control (812 N), a los cuales le siguieron las muestras con tratamiento

de 110 μm (548,2 N) y por último los de 50 μm (438 N); difiriendo de la investigación anterior donde los valores más altos de resistencia a la fractura se encontraron en el grupo control. Las fuerzas oclusales fisiológicas en el sector anterior oscilan entre 200N a 400N.²⁵ Sin embargo, la resistencia a la fractura del grupo T-50 μm fue de (438N), superando las fuerzas oclusales fisiológicas en boca.

Aun así, existen investigaciones en las que se han utilizado otros tipos de tratamiento superficial, con los que se esperaba que se incrementen también las propiedades micromecánicas, técnicas como retención mecánica, comparados contra un grupo control como sucedió en la investigación de Zuluaga, Giraldo y Garzón (2016),¹⁷ que buscaban comparar la resistencia de unión al cizallamiento en la interface entre la cerámica de recubrimiento y el zirconio, como una forma de reducir los casos de delaminación que suelen ser tan frecuentes; reportando al final que no es necesario preparar la superficie de zirconio con trabas mecánicas por medio de un fresado para mejorar la

resistencia de unión con la cerámica de recubrimiento; lo único es conocer el comportamiento de los materiales utilizados, lo que llevaría a limitar las técnicas que se deban utilizar.

Beuer y cols (2009-2010), Sousa y cols (2012), reportan que para este tipo de restauraciones se debe disponer de un grosor mínimo el cual será equivalente a la cantidad de tejido dentario a remover, asimismo un adecuado espesor del material aportará máxima estética y resistencia. Cuando se trata de óxido de Zirconio la cofia debe tener 0.5mm de grosor en dientes anteriores y el grosor de la cerámica de recubrimiento será de 0.9mm en el tercio medio, incisal de 2mm y de 0.5mm para cervical.^{18,19}

Esta última posiblemente atribuida a los resultados de este estudio donde se reportó que la zona de falla más común se presentó en el tercio cervical.

Una limitación presentada en este estudio es el tamaño de la muestra lo cual sugiere utilizar una más significativa que arroje resultados más confiables.

CONCLUSIONES

- La resistencia a la fractura no tuvo diferencia estadísticamente significativa entre los grupos con tratamiento de superficie (T50µm y 110µm).
- Se observó presencia de falla (Delaminación) en todos los grupos independientemente del tipo de tratamiento arenado de 50µm y 110µm.
- La zona cervical fue el área más afectada, en los grupos con tratamiento de superficie (T-50µm y 110 µm).
- El tratamiento de superficie con partícula de óxido de aluminio a 50 µm afectó positivamente los valores de delaminación en un 80%, logrando los valores más altos frente a los otros grupos (ST y T-110µm).

RECOMENDACIONES

- Se sugiere realizar una investigación *in vitro* considerando las mismas variables del presente estudio

utilizando una partícula de Oxido de Aluminio de 30µm para comparar y verificar los resultados obtenidos en este estudio.

- Se hace necesario someter las muestras a prueba de Termociclado adicional a las realizadas en este estudio para simular condiciones orales más reales.
- Se recomienda realizar cargas en *Instron* que sean intermitentes simulando las fuerzas masticatorias en boca.

BIBLIOGRAFÍA

1. Méndez E; Mendoza G; Valdés L Causas De Fallas Cohesivas y Adhesivas De La Cerámica De Blindaje en la estructura de Y-Tzp Revisión Sistemática. Journal Odontológico Colegial; Vol 5, No 10 (2012).
2. Giordano, Russell; MCLAREN, Edward A. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. Compend Contin Educ Dent, 2010, vol. 31, no 9, p. 682-684.
3. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent 2007; 35(11):819-26.
4. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 2008; 24:299-307.
5. Caparoso Pérez, Carlos; Duque Vargas, Jaiver Andrés. Cerámicas y sistemas para

- restauraciones CAD-CAM: una revisión. 2010.
6. Denry I, Kelly JR, State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24(3): 299-307.
 7. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic proprieties and clinical applications. *J Dent* 2007; 35(11): 819-826.
 8. GOODACRE, Charles J.; CAMPAGNI, Wayne V.; AQUILINO, Steven A. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001, vol. 85, no 4, p. 363-376.
 9. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia* 2009; 5:1668-77.
 10. L. Hallmann, P. Ulmer, S. Wille, and M. Kern. Effect of differences in coeficient of termal expansión of veneer and Y-TZP ceramics on interface phase transformation. *Journal Prosthetic Dentistry* 2014.
 11. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan C. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part I. *Dent Mater* 2005; 21(10): 984-991.
 12. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Kern M. Effect of dif-ferences in coeficient of termal expansión of veneer and Y-TZP ceramics on interface phase transformation. *Journal Prosthetic Dentistry* 2014 112(3):591-599
 13. S. Ban, H. Sato, Y Suehiro, H. Nakanishi, M. Nawa, Effect of sandblasting and heat treatment on biaxial flexure strength of the zirconia/alumina nanocomposite, *Key Engineering Materials Vols. 330-332*, 2007, p. 353-356.
 14. H. SATO, K. YAMADA, G. PEZZOTTI, M. NAWA, S. BAN, Mechanical properties of dental zircona ceramics changed with sandblasting and heat treatment, *Dental Materials Journal* 27(3), 2008, p. 408-414.
 15. Su, N., Yue, L., Liao, Y., Liu, W., Zhang, H. & Shen, J. (2015). The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength between zirconia core and indirect composite resin. *The journal of advanced prosthodontics*, 7(3), 214-223.
 16. Tiaki L, Anéas V, Strazzabosco L, Bottino MA, Valandro LF, Marques R. Low-Fusing Porcelain Glaze Application on 3Y-TZP Surfaces can Enhance Zirconia-Porcelain Adhesion. *Brazilian Dental Journal* (2016) 27(5): 543-547.
 17. Zuluaga J, Giraldo JF, Garzón H. Comparación de la resistencia de unión al cizallamiento entre la cerámica de recubrimiento y la superficie de zirconio con y sin modificaciones. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2016; 27(2): 322-341.
 18. Beuer, Florian, et al. Marginal and internal fit of zirconia based fixed dental prostheses fabricated with different concepts. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*, 2010, vol. 2, p. 5.
 19. Souza, Rodrigo Othávio Assunção, et al. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *Journal of Prosthodontics*, 2012, vol. 21, no 2, p. 94-100.
 20. Beuer, Florian, et al. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dental Materials*, 2009, vol. 25, no 1, p. 94-102.
 21. Baldissara P, Querze M, Monaco C, Scotti R, Fonseca RG. Efficacy of surface treatments on the bond strength of resin cements to two brands of zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2013; 15:259-267.
 22. Bielen V, Inokoshi M, Munck J, Zhang F, Vanmeensel K, Minakuchi S, et al. Bonding Effectiveness to Differently Sandblasted Dental Zirconia. *J Adhes Dent* 2015; 17:235-242.
 23. Souza RO, Valandro LF, Melo RM, Machado JP, Bottino MA, Ozcan M. Air-particle abrasion on zirconia ceramic using different protocols: effects on biaxial flexural strength after cyclic loading, phase transformation and surface topography. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013; 26:155-163.
 24. Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Hammerle CH. Surface characterization of dental Y-TZP ceramic after air abrasion treatment. *J Dent* 2012; 40:723-735.
 25. Ludwig, K.; Kubick, S.; Klopfer, S. In vitro investigations on the fracture strength of anterior bridges made of IPS Empress, IPS Empress 2 and new all-ceramic materials. *En International Symposium on Crystallization in Glasses and Liquids*. 2000. p. 293-301.