

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.

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La delaminación del recubrimiento de porcelana se presenta como un problema frecuente y ha sido denominado como un retroceso principal clínico por lo que ha generado conflicto en algunos pacientes rehabilitados con restauraciones en zirconio. Durante mucho tiempo el material de elección de las restauraciones fueron aleaciones metálicas, como por ejemplo en oro, y posteriormente por los altos costos de estas aleaciones, empezaron a ser sustituidos como aleaciones en Plata, Paladio y con base en Cromo –Níquel, y Cromo cobalto entre otros. (1)

Posteriormente empieza el desarrollo de las restauraciones METAL-CERAMICAS, con buen comportamiento en su rendimiento físico y mecánico, pero con falencias en su comportamiento estético, ya que reproducir los colores naturales de los dientes es muy difícil por el sustrato metálico opaco, y problemas de bio- compatibilidad, ya que para dar respuesta a las exigencias estéticas, muchas veces se invade el surco gingival de manera agresiva para ocultar el “sombreado negro” del metal, o presentar sobre contorneados de la cerámica para ocultar el mismo.(1)

Con el desarrollo de las restauraciones “todo-cerámica”, desde hace años la Odontología ha intentado echarle mano a estas restauraciones inicialmente desarrolladas para el sector anterior, y utilizarlas también para

el sector posterior, pero con resultados muy cuestionables en su predictibilidad y comportamiento mecánico. (3)

Actualmente el zirconio, es el material de elección para restauraciones totalmente cerámicas en dientes anteriores y posteriores, ya que presenta alta resistencia a la dureza, biocompatibilidad con los tejidos y cumple con requisitos estéticos. (4)

Las coronas en Zirconio no son completamente realizadas en este material, solo su parte interna esta rellena de este y necesita de un blindaje o recubrimiento en cerámica en su parte externa, aunque el en mercado ya existe el Zirconio que no necesita blindaje con la técnica monolítica, el inconveniente de esta técnica es que el Zirconio no presenta translucidez y es opaco, lo que hace que la restauración no reproduzca la naturalidad del diente y se haga necesario el recubrimiento. (7)

Desde el punto de vista clínico el mayor problema que presentan las restauraciones en Zirconio es la delaminación de la cerámica o chipping, ya que es casi nula la adhesión de la cerámica de blindaje a la estructura haciendo que esta unión dependa exclusivamente de la retención mecánica derivada del diseño de la cofia de Zirconio. (8)

Por lo anterior se hace necesario realizar esta investigación In Vitro, ante la situación que se presenta con las fallas adhesivas (delaminación) a la

cerámica de blindaje y a la estructura de Zirconio, para determinar cuáles son las causas más frecuentes y determinar cómo prevenirlas o disminuirlas según lo que reporte este estudio In Vitro experimental, basados en los resultados reportados por la literatura sobre la tasa de fracaso post-tratamiento con un 15% después de los 24 meses, 25% a los 31 meses y 8% a los 36 meses. (28)

1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Existe diferencia del efecto del tratamiento de superficie arenado con partícula de Oxido de Aluminio de 50µm y 110µm que disminuya la delaminación en la cerámica de recubrimiento sobre cofias de zirconio en dientes anteriores?

1.3 JUSTIFICACIÓN

Un aspecto que dificulta el éxito del tratamiento con este tipo de materiales es la incompatibilidad por sus estructuras físicas, lo cual ha generado la necesidad de identificar qué tipo de tratamiento de superficie es el ideal que permita mejorar la adhesión de este material con las cerámicas, y de la misma forma ofrecer a los pacientes tratamientos de larga duración y de buena calidad. (6)

El inconveniente de las cerámicas de recubrimiento es su delaminación al ser colocadas sobre estructuras de zirconio, motivo por el cual, es

necesario implementar técnicas de tratamiento de superficie que puedan prevenir este fenómeno y disminuyan la incompatibilidad de diferentes materiales cerámicos con el zirconio; y terminar con las tasas de fracaso post- tratamiento. Por lo cual se busca comparar por medio de un estudio in-vitro dos tipos de tratamientos de superficie. (6-8)

Las restauraciones en zirconio son tratamientos de alto costo, las cuales presentan fallas adhesivas en un alto porcentaje, con lo cual se pretende encontrar el mejor tratamiento de superficie para evitar la delaminación de la cerámica de recubrimiento sobre estructuras de zirconio. (9)

Al aplicar fuerzas compresivas a las restauraciones con estructuras en zirconio la propagación de las grietas disminuye y se impide finalmente gracias a las características del material pero a medida que el material aumenta su volumen, las fuerzas internas de compresión se superponen en el punto crucial de la fractura, por lo cual en las restauraciones de cerámica con estructuras en zirconio el tratamiento de superficie es requerido para mejorar la resistencia de la unión entre zirconio y la cerámica de recubrimiento para así disminuir la delaminación.(20)

Teniendo en cuenta que los materiales de restauración estética más utilizados en los últimos años por los profesionales de odontología son el

disilicato de litio y el zirconio. Se pretende comparar dos tipos de tratamientos de superficie los cuales muestren cual previene la delaminación al ser evaluados bajo distintas situaciones: termociclaje (simulación de desgaste en condiciones de la cavidad oral en el tiempo) y aplicación de cargas tangenciales (simulación de actividad masticatoria).
(19)

1.4 PROPÓSITO

Generar conocimiento a estudiantes, profesionales y técnicos dentales en cuanto a la técnica de tratamiento de superficie del zirconio ideal para disminuir el riesgo de delaminación del material de recubrimiento.

1.5 MARCO TEÓRICO

En los últimos años, las restauraciones de cerámica libres de metal se han usado con mayor frecuencia para tratamientos dentales de mediana y gran extensión. (26). El Zirconio es un material de reciente introducción en la tecnología de la restauración dental. Por sus funciones y características, este biomaterial tiene ventajas sustanciales en comparación con otros materiales dentales: presenta gran resistencia mecánica, biocompatibilidad y dureza a la fractura dos veces superior al de la alúmina. (27)

El zirconio se ha conocido como una gema desde tiempos antiguos. El nombre del metal (zirconia) proviene del término árabe zargon (color dorado) el cual a su vez proviene de los términos persas "zar" (oro) y "gun" (color). La Zirconia (que es un dióxido de metal ZrO_2) fue identificada como tal en 1789 por el químico alemán Martín Heinrich Klaproth, que se caracteriza por microestructuras de grano fino, conocidas como polí cristales tetragonales de Zirconia (TZP). (28)

El Zirconio es una cerámica policristalina sin ningún componente de vidrio, es polimórfica y se presenta en tres formas: monoclinica, cubica y tetragonal. Monoclinica; a temperatura ambiente. Esta fase es estable a 1.170° con una forma de primas recto con lados rectangulares, por encima de esta temperatura esta se transforma en tetragonal, organizado en celdas cristalinas las cuales pueden ser categorizadas en forma de un prisma recto con lados cuadrados y luego en fase Cubica; a $2.370^\circ C$ la cual se constituye en forma de prismas amorfo con lados paralelepipedo. La fase cubica tiene moderadas propiedades mecánicas, la fase monoclinica muestra reducción en las propiedades y la fase Tetragonal provee mejores propiedades mecánicas (29,30).

Durante el enfriamiento, una transformación de la fase tetragonal o monoclinica (T-M) se produce en un intervalo de temperatura de $1.070^\circ C$, seguido de una expansión de volumen de aproximadamente del 3 al 4%. Esta transformación de fase genera tensiones que dan lugar a la formación de grietas, debido a un aumento en el reticulado estructural (27,31).

la estabilidad de la fase tetragonal se logra mediante la adición de CaO, MgO e Y₂O₃. El papel de estos óxidos es la creación de espacios dentro de la estructura cristalina, las cuales mantienen el equilibrio entre cargas positivas y negativas cuando los cationes Zr⁴⁺ son sustituidos por los cationes de estos óxidos (cuya valencia es diferente a las del Zr). La razón de la estabilización de la fase tetragonal reside en que el zirconio monoclinico, el número de coordinación de los iones Zr⁴⁺ es 7, mientras que en la zirconia tetragonal y cubica el número es 8. La fase monoclinica es estable a temperatura ambiente debido a que su número de coordinación se ve favorecido por la naturaleza covalente de los enlaces ZrO al incrementar la temperatura, la concentración de espacios de oxígeno aumenta, para acomodar estos espacios térmicamente generados, la estructura cambia a una con número de coordinación 8 (fase tetragonal y cubica). La estabilidad de la fase tetragonal requiere pequeñas concentraciones de espacios, mientras que la fase cubica requiere un número mucho mayor. En el caso descrito, la concentración de espacios de oxígeno se produce por las altas temperaturas (cambia la presión de oxígeno) (28).

El Zirconio tiene características físicas únicas que hacen que sea el doble de fuerte y resistente en comparación a las cerámicas basadas en alúmina. Otra propiedad físicamente importante es la resistencia a la fractura. La resistencia a la fractura es la capacidad que tiene un material al ser indentado, para inhibir la propagación de las grietas. Los reportes clínicos sobre el Zirconio no han demostrado ningún problema sobre la estructura,

las fallas han estado asociadas al chipping (fallas cohesivas) y a la delaminación (fallas adhesivas). (29)

La Delaminación del recubrimiento de porcelana se presenta como un problema común y ha sido denominado como un retroceso principal clínico. Cuando se aplica fuerza a una restauración dental con Zirconio, la propagación de las grietas se disminuye y se impide finalmente gracias a las características del material. Durante la formación de una grieta, la fase tetragonal se transforma en una fase monoclinica, que aumenta el volumen del material en la fase crucial de la grieta. A medida que el material aumenta de volumen, las fuerzas internas de compresión se superponen en el punto crucial de la fractura, proporcionando resistencia y preservando en última instancia la integridad del material; las tensiones externas pueden devolver la estabilidad de las partículas tetragonales a una fase monoclinica estable. (31).

La biocompatibilidad del Zirconio ha sido evaluada extensivamente. Evaluaciones In-Vitro de la Cerámica Zirconio de alta pureza mostró una pequeña mutación y tendencia carcinógena a nivel celular local. Pruebas In-Vivo del Zirconio mostraron una buena compatibilidad biológica. Al revisar varios artículos de reacciones adversas al sistema, no se encontró ningún efecto citotóxico, correlacionado con el Zirconio. (32). En las restauraciones de Cerámica que implican un manejo con Zirconia, el tratamiento de la superficie de la Zirconia es requerido para mejorar la

resistencia de unión con la cerámica de recubrimiento y evitar así una Delaminación. (26)

Muchos factores pueden influenciar en la fuerza de adhesión entre la estructura de zirconia y la cerámica de blindaje como puede ser, 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 zirconia. (34). Se introducen entonces tratamientos para disminuir o prevenir la Delaminación, entre los cuales se encontró la Abrasión con partículas de óxido de aluminio de 50 μm por 5 segundos desde una distancia media de 10 mm, con 276 KPa de presión de aire comprimido; estas partículas también pueden introducir una capa protectora de esfuerzo de compresión residual en la superficie, inhibiendo así los procesos de fractura. (33)

Los diferentes tratamientos de superficie que se han utilizado, son el desgaste de la superficie, el pulido, el arenado, la aplicación de liners y tratamientos térmicos, que, aunque son para aumentar la adhesión, pueden producir fallas en la unión de la estructura con la cerámica de recubrimiento. (28,35,36). La influencia de los tratamientos de superficie es contradictoria en la resistencia a la flexión de óxido de zirconio, y se relaciona con el porcentaje de transformación de fase monoclinica como que a su vez depende de la meta estabilidad de la transformación de fase tetragonal a monoclinica, la presión, tamaño de partículas y la temperatura local generada tienen una gran influencia en el comportamiento mecánico del material (37).

Algunos investigadores han demostrado que el arenado mecánicamente incrementa el crecimiento de fisuras superficiales y defectos preexistentes y reduce la resistencia y el pronóstico a largo plazo de las estructuras en dióxido de zirconio. Aun el defecto superficial más importante podría ser lo suficientemente grande como para actuar como un sitio de concentración de esfuerzos, que finalmente incrementa las posibilidades de fractura y deterioro por fatiga de la restauración. (38)

Sato, Doi y Soung (39,40,41) , reportaron en sus estudio tratamientos abrasivos y térmicos en donde se mostró que con los tratamientos abrasivos se generaba una mayor fase de transformación de tetragonal a monoclinica en donde determinaron que con el tratamiento térmico no disminuyo la adhesión entre la estructura de zirconio y la cerámica de blindaje; todos siguieren que con el tratamiento térmico después del tratamiento abrasivo mejora la adhesión y puede ser reversada la fase monoclinica a la fase tetragonal.

Chintapalli, Yamaguchi y Aboushelib (42,43) reportaron en su estudio que el tratamiento de superficie de arenado sobre la estructura de zirconio induce un cambio en la transformación de tetragonal a monoclinica, siendo mayor la fase de transformación cuando las partículas son de gran tamaño y sugieren un tratamiento térmico para estabilizar la fase monoclinica a la tetragonal.

Kim, Tada y cols (35,44) en el siguiente año, realizaron tratamiento de liner, desgaste y arenado en superficies de zirconio, en donde encontraron que el tratamiento con liner solamente, genero una mayor tasa de fracaso y

fractura de la cerámica de blindaje ocasionando fallas adhesivas. Sin embargo, el arenado y el pulido afecta la fase de transformación, por lo tanto, sugieren realizar un tratamiento de superficie con liner más un tratamiento térmico para mejorar la adhesión y revertir el chipping. Del mismo modo recomiendan mejorar la dureza de las cerámicas de blindaje.

Elsaka (45) realizó un tratamiento de arenado, cloruro de metileno y una solución de grabado caliente, siendo que este último debería ser considerado un tratamiento alternativo para prevenir la fase de transformación de tetragonal a monoclinica.

Grigore y cols (40) emplearon en su estudio tratamientos de superficie grabado térmico y arenado, generando una mayor fase de transformación de tetragonal a monoclinica y concluyeron que al realizar un tratamiento de arenado y posteriormente un tratamiento térmico pudieron obtener una reversa de esta transformación.

1.5.1 Coeficiente De Expansión Térmica

El coeficiente de expansión térmica (CET), se define como un incremento en el volumen de un material a medida que aumenta su temperatura; un CET es alto cuando el material tiende a ser más noble y por otra parte los materiales duros tienden a tener un CET bajo. La incompatibilidad del CET entre dos materiales como la Zirconio ($10^{-6} / ^\circ\text{C}$) y la cerámica de blindaje (entre 12 y $14 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$) dependen de la cerámica de recubrimiento y del fabricante) puede generar una tensión residual importante en la unión de estos, que, al recibir una fuerza, pueden causar fallas. (34,39,46)

Se aplicó el concepto de utilizar un material muy rígido sobre otro más elástico o flexible y fue posible construir la estructura metálica sobre la que se depositan capas cerámicas capaces de soportar las cargas masticatorias. (1-tesis vm9). Para lo que fueron necesarios aproximar los CET de porcelanas y aleaciones por todo ellos se crearon cerámicas con un intervalo de fusión algo más bajo sobre la estructura sobre la que se va blindar. Los CET de las actuales porcelanas de recubrimiento para óxido de zirconio tiene un ligero desajuste, pero compatible con el óxido de zirconio. Como la cerámica de recubrimiento se enfría desde la superficie hacia el interior, se produce una solidificación no uniforme, causando fuerzas de contracción en el interior de la cerámica. La magnitud y distribución de las tensiones generadas por los gradientes térmicos, depende en gran medida de la conductividad del material, el grosor y la velocidad de enfriamiento. Las porcelanas para el recubrimiento de estructuras de óxido de zirconio, presentan algunas diferencias en cuanto a composición y microestructura presentan algunas diferencias en cuanto a composición y microestructura que las porcelanas para recubrimiento de metal, pero se fabrican con los mismos estándares internacionales en términos de propiedades mecánicas. (47).

Diferentes estudios invitro, demuestra que las fracturas ocurren junto a la interfase, pero permanece una fina capa de cerámica sobre la superficie de óxido de zirconio, lo que indica una fuerza de adhesión mayor que la fuerza de cohesión de la cerámica de recubrimiento. Hasta la fecha, no existe evidencia científica de enlaces químicos entre el óxido de zirconio y la

cerámica de recubrimiento, los dos materiales parecen unirse por una traba mecánica y tensiones de compresión debido a la contracción térmica durante el enfriamiento tras el sinterizado. Según Ban y cols, (47) no existen pruebas de enlaces químicos entre el óxido de zirconio y la cerámica de recubrimiento, por lo que los análisis bajo microscopia electrónica de barrido (SEM) no muestran una capa de reacción entre el óxido de zirconio y la cerámica de recubrimiento tras la sinterización. Pero la baja viscosidad de la fase cristalina de la cerámica de recubrimiento y la excelente humectancia del óxido de zirconio, permite cierto grado de penetración de la cerámica a lo largo de los bordes de los granos del óxido de zirconio. Para evitar la generación de tensiones superficiales el CET de la cerámica de recubrimiento y del óxido de zirconio deben ser ajustados. Generalmente el recubrimiento tiene un mayor coeficiente que el núcleo, lo cual hace que durante la cocción la cerámica de recubrimiento sufra unas tensiones, lo que ayuda a que se adapte mejor a la estructura, sin embargo, si se produce un gran desajuste de coeficientes entre ambos materiales, se produce un fracaso de la técnica con una alta frecuencia (48).

Experimentalmente se ha encontrado que un desajuste de más de un 10% en el CET resulta en un crack. Cuando la porcelana de recubrimiento tiene una mayor CET que la estructura, las grietas se inician normalmente en la superficie debido a las tensiones de tracción que se desarrollan en el enfriamiento (49).

Se estima que el CET que se debe alcanzar entre la cerámica de recubrimiento y la estructura de zirconio debe oscilar entre 9.4 a 10x10⁻⁶/K.

Dekler y Hallaman (33,50) confirmaron en su estudio que al utilizar cerámica de blindaje con diferentes CET sobre la estructura de zirconio se generaba un cambio en la transformación de la fase tetragonal a monoclinica mayor que con el tratamiento abrasivo, por lo que ellos siguieron un pre tratamiento abrasivo antes de la cerámica de recubrimiento. Meira, Swain y cols (51,52) concluyen que los cambios de coeficientes de expansión térmica y enfriamiento rápido afectan significativamente el estrés residual de la cerámica de blindaje y la estructura de zirconio.

1.5.2 Otros Factores

Existen otros factores asociados a la falla adhesiva entre la cerámica de blindaje y estructura de zirconio como lo reporta; Matsumoto y cols (53) donde utilizaron cerámicas intermedias de baja resistencia y con un enfriamiento lento lo que disminuyo la adhesión entre la cerámica de blindaje y el zirconio.

Así mismo Mainjot y cols (54) destacan la importancia del espesor de la estructura de zirconio y a cerámica de blindaje donde concluyen que las diferencias entre estos generan tensiones residuales. Guess y cols (55) reportan que el soporte anatómico de la estructura del zirconio influyen en el chipping, encontrando así que a un mayor espesor en la cerámica de

blindaje se genera una mayor área de chipping y adicional se localizaron el cúspides funcionales; y que la técnica de prensado por capa para la colocación de la cerámica de blindaje da mayor previsibilidad por lo cual concluye realizar buen diseño de la estructura basado en un mayor espesor de la misma disminuyendo el espesor de la cerámica en altura que en sentido vestíbulo lingual. Broseghini y col (56) atribuyen las causas de chipping a los cambios de CET a los incorrectos valores de enfriamiento, calentamiento y a los incorrectos tratamientos de superficie al zirconio antes de colocar la cerámica de blindaje y el inadecuado soporte de la misma. Baldassarri, Allahkarami en el 2011 y Koenig, reportaron que las causas de la iniciación y propagación del crack sobre las estructuras del zirconio, están relacionadas con ciertos parámetros de riesgo, como las restauraciones antagonistas, restauraciones implantosoportada, la actividad parafuncional, cargas oclusales y la falta de uso de placas oclusales. Aktas en el 2013 demostraron que al agregar cerámica de blindaje con diferente CET disminuyó notablemente la unión a la estructura de zirconio; al mismo tiempo utilizaron un colorante líquido para opacar la estructura, y ver si afectaba la interface encontrando como resultado que dicha técnica no técnica relevancia en la fuerza de adhesión. En el año 2013, Vidotti y cols realizaron técnicas de ciclo térmico y mecánico, así como métodos de recubrimiento por capas y prensado, donde demostraron que no se veía influenciada la fuerza de unión. Por el contrario, las diferencias de CET entre materiales si generaban disminución en dicha unión durante la cocción en la cerámica de blindaje. (56)

El porcentaje de fractura de la cerámica de recubrimiento, es 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. (34)

1.5.3 Enfriamiento y Calentamiento

En el caso del óxido de zirconio, además de utilizar una cerámica de recubrimiento con un CET adaptado hay que tener en cuenta que el comportamiento de la estructura de zirconio debe garantizar que las fases de enfriamiento y calentamiento se desarrollen de forma controlada y prolongada ya que de lo contrario se pueden generar tensiones en el interior de la cerámica de recubrimiento. Esto se basa en la ley del enfriamiento de newton, que afirma que la velocidad de enfriamiento de un cuerpo cálido en un ambiente más frío es proporcional a la diferencia entre la temperatura instantánea del cuerpo y la del ambiente. Se ha demostrado que existe una relación directa entre la velocidad de enfriamiento y la diferencia de estrés residual, siendo este casi eliminado por completo si se sigue un proceso de enfriamiento lento y controlado tras el último ciclo de calentamiento. (54).

Mait y cols se enfocaron en determinar si el proceso de calentamiento alteraba la cerámica de blindaje y las propiedades del zirconio, donde encontraron que efectivamente se afectaba la micro dureza y la fuerza flexural de dichas estructuras.

Tan y cols, enfocaron su estudio en el protocolo de enfriamiento y calentamiento, en donde pudieron observar que la mayoría de las fallas se dieron en la interfaz entre la estructura y la cerámica de recubrimiento a causa de un estrés residual y a las fallas cohesivas; determinando así, que el protocolo de enfriamiento debe realizarse, de manera lenta, aunque en su estudio no pudieron establecer un tiempo determinado.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar si el tratamiento de superficie de arenado con dos tipos de tamaño de partícula ($50\mu\text{m}$ y $110\mu\text{m}$) disminuye las posibilidades de delaminación en coronas con cofias de zirconio y recubrimiento cerámico

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento con el tratamiento de superficie arenado de $50\mu\text{m}$ y $110\mu\text{m}$ una vez sometidas a carga.
- Observar la presencia de falla (delaminación) en la cerámica de recubrimiento con el tratamiento de superficie arenado.

- Observar la zona de la falla de la cerámica de recubrimiento con el tratamiento de superficie arenado posterior a someterlo a microscopia (SEM).
- Comparar los resultados del tratamiento de superficie arenado (t-50 μ m y T-110 μ m), para determinar cuál de estos disminuye la delaminación.

3. ASPECTOS METODOLÓGICOS

3.1 TIPO DE ESTUDIO

- Experimental invitro

3.2 OBJETO DE ESTUDIO

- Efecto del tratamiento de superficie arenado sobre cofias de zirconio para disminuir la delaminación de la cerámica de recubrimiento.

3.3 MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO

- Cofias de zirconio con recubrimiento cerámico vita VM9

3.4 MUESTRA

- 5 cofias de zirconio con recubrimiento cerámico vitan VM9 para cada grupo.

- Total: 15 muestras

3.5 INSTRUMENTO DE MEDICION

- INSTROM

3.6 UNIDAD DE MEDIDA

- Carga: Newton

3.7 CRITERIOS DE SELECCIÓN

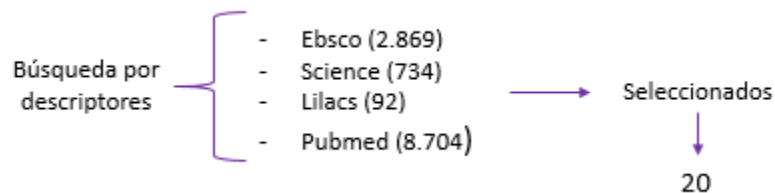
3.7.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

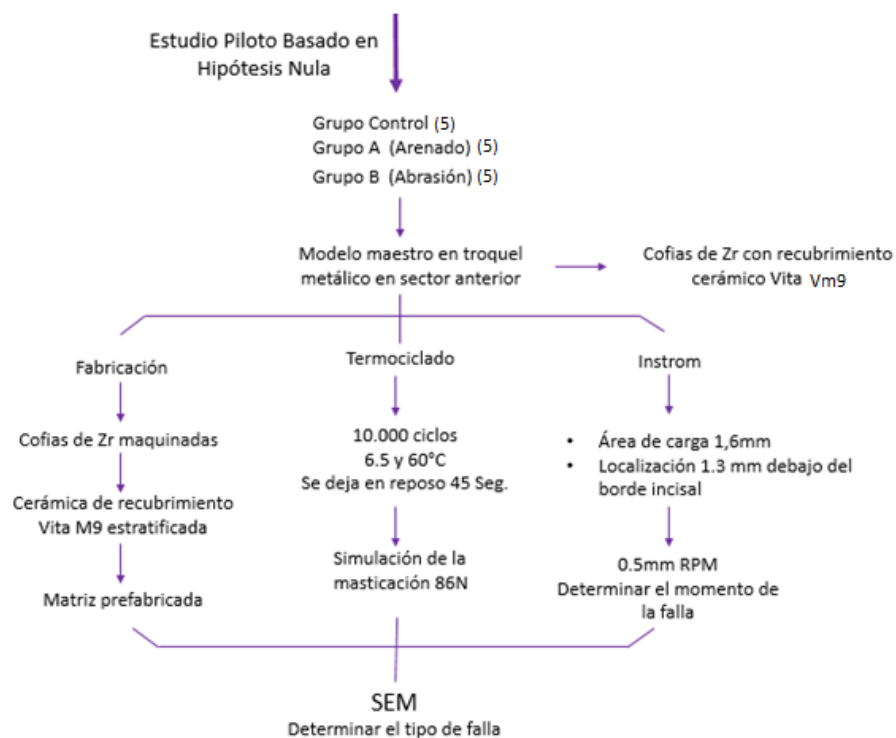
- Coronas que no presenten alteraciones ni defectos macroscópicos que alteren los resultados a la hora de las pruebas.

3.7.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Coronas que presenten un calibre menor a 1.5mm y mayor a 2.0 mm

3.8 ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA





3.9 METODOLOGÍA

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

3.9.1 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

3.9.2 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-50µm) y 3M2(Grupo T-110µm) 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 la 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 5. Cofias en Zirconio pre-sinterizado Organiccon

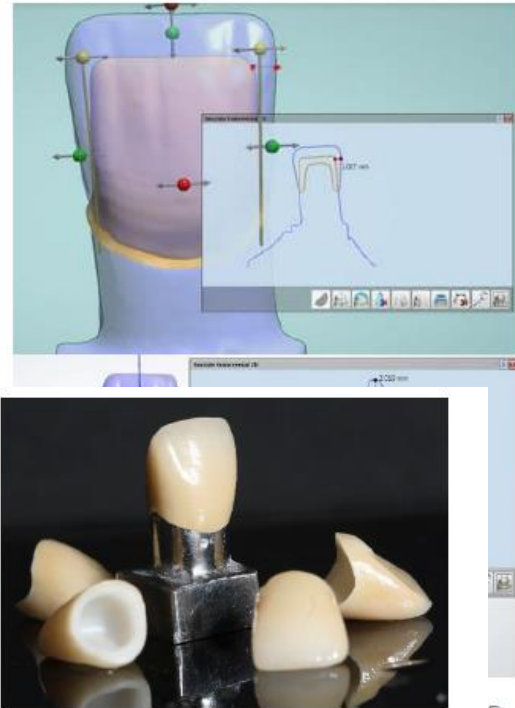


Imagen 6. Coronas total cerámicas (Zirconio con recubrimiento cerámico Vita VM9)

3.9.3 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 (microscopia 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.



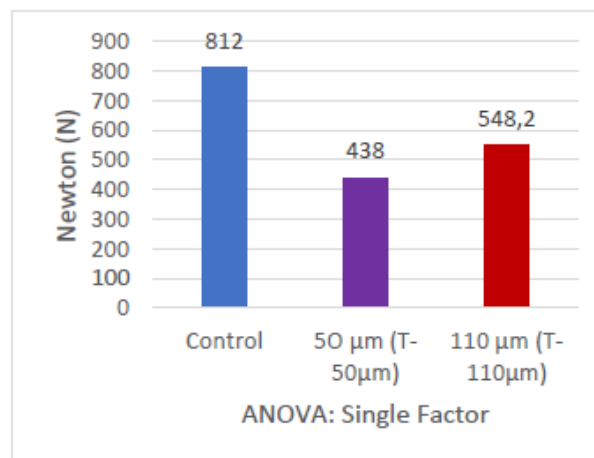
Imagen 7. Prueba INSTRON (3345) de las muestras, a 2mm debajo del borde incisal, cara palatina

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.

4. 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.



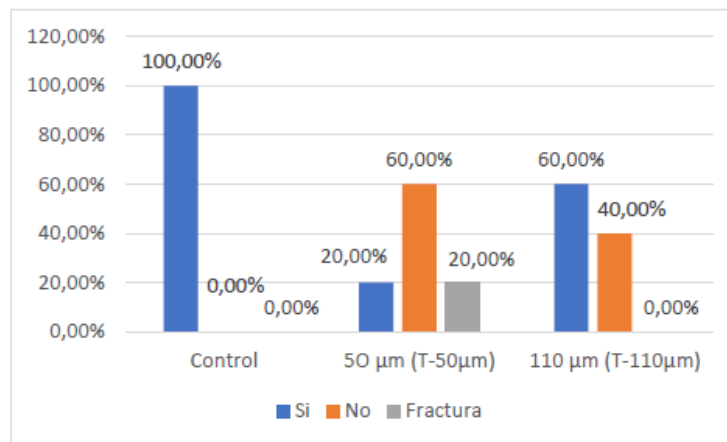
Gráfica 1. Resistencia a la Fractura (N) de todos los grupos

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.

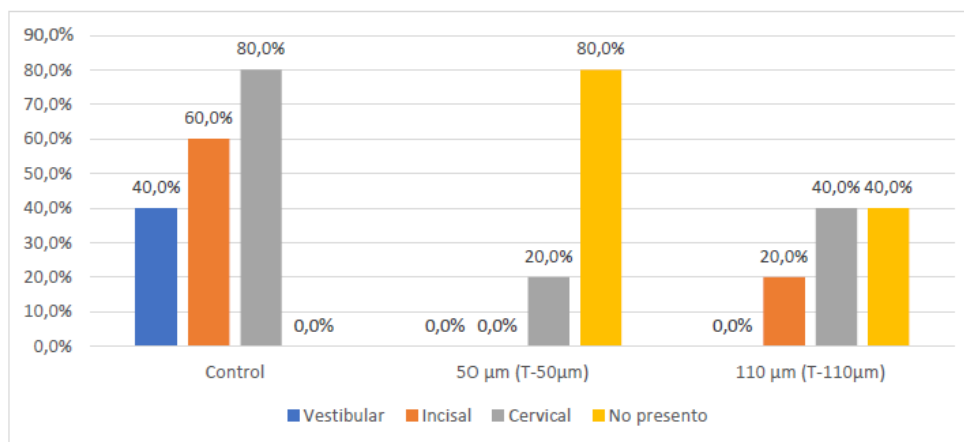
VARIABLES	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Shapiro-Wilk	ANOVA Single Factor
Control	5	812,000	99,9425	698,0	965,0	,688	0,05
50 µm (T-50µm)	5	438,000	125,5906	270,0	589,0	,956	
110 µm (T-110µm)	5	548,200	90,3145	457,0	673,0	,530	

Tabla 1. Descripción estadística de todos los grupos



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-50 μ m los porcentajes de falla según la zona fueron de 20% en cervical y 80% no presento delaminacion; para el grupo T-110 μ m, 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-50 μ m, T-110 μ m) comparados con el grupo control. Grafica 3. Imagen 9.



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

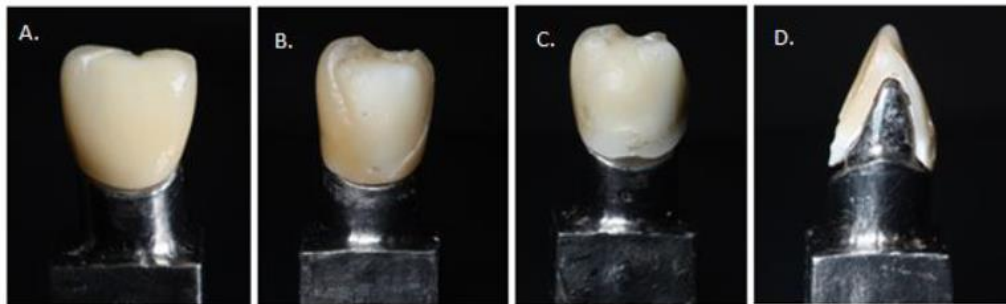


Imagen 9. Fotografías de zonas de falla una vez sometidas a carga. A: Zona incisal delaminada, B: Zona incisal-vestibular delaminada, C: Zona cervical-vestibular-incisal delaminada, D: Fractura

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.

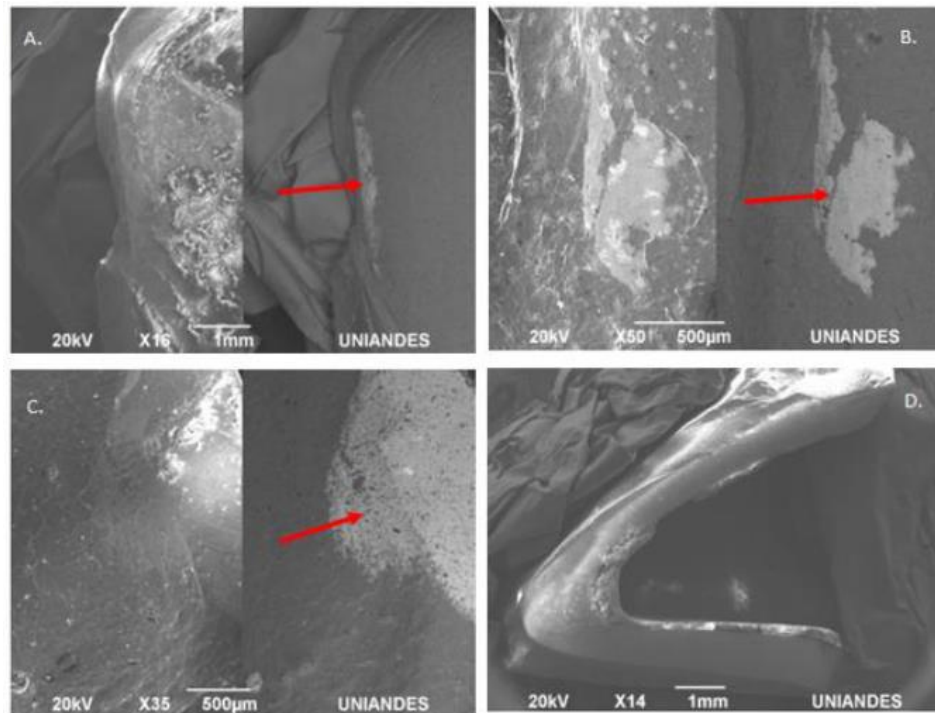


Imagen 8. Imágenes obtenidas mediante SEM, de zonas de fallas una vez sometidas a carga. Se observa exposición del Zirconio señalado en las diferentes zonas. A: Zona incisal delaminada (x16), B: Zona Vestibular delaminada (x20), C: Zona Cervical delaminada (x35), D: Fractura (x14).

5. 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 $50 \mu\text{m}$ 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 $110 \mu\text{m}$ 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 $110 \mu\text{m}$ (548,2 N) y por último los de $50 \mu\text{m}$ (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- $50\mu\text{m}$ 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 esperaría 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.

6. CONCLUSIONES

- La resistencia a la fractura no tuvo diferencia estadísticamente significativa entre los grupos con tratamiento de superficie (T50 μ m y 110 μ m).
- Se observó presencia de falla (Delaminación) en todos los grupos independientemente del tipo de tratamiento arenado de 50 μ m y 110 μ m.
- La zona cervical fue el área más afectada, en los grupos con tratamiento de superficie (T-50 μ m y 110 μ m).
- El tratamiento de superficie con partícula de óxido de aluminio a 50 μ m afectó positivamente los valores de delaminación en un 80%, logrando los valores más altos frente a los otros grupos (ST y T-110 μ m).

7. 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.

8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 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.** Caparroso 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 coefficient of thermal expansion 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 differences in coefficient of thermal expansion 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 zirconia 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.
26. Inokoshi, M., De Munck, J, Minakuchi, S., Van Meerbeek, B. (2014). Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *Journal of dental research*, 93 (4), 329-334.
27. Moustafa N. Aboushelib, Cornelis J. Kleverlaan, Albert J. Feilzer. Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. *Journal of Prosthodontics*. 2008; 17: 401–408.
28. T. Vagkopoulou, S. Koutayas, P. Koidis, J. Strub. zirconia in dentistry: part 1. discovering the nature of an upcoming bioceramicthe. *European journal of esthetic dentistry* 2009; volumen 4(2):130-151
29. R. Giordano, E. McLaren. Classification by microstructure And processing methods. *Compendium Continetal educative dental* 2010;31(9): 682-697
30. M. Doi, K. yoshida, M.A tesuta, S. takahashi. Influence of pre-treatments on flexural strength of zirconia and debonding crack-initiation strength of veneered zirconia. *Journal adhesive dentistry* 2011; 13:79:84
31. B. Kim, Y. Zhang, M Pines, and V.P. Thompson. Fracture of Porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal Dentistry of Restaurations*. 2007; 86(2): 142-146
32. Kathrin Fischer, Petra Bühler-Zemp, Thomas völkel. Scientific documentacion ips e.max ZirCAD. Ivoclar Vivadent. 2001
33. Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *Journal Prosthetyc Dental*. 2011; 105(5):315-22

34. L. Hallmann, P. Ulmer, S. Wille, and M. Kern. Effect of differences in coefficient of thermal expansion of veneer and Y-TZP ceramics on interface phase transformation. *Journal Prosthetic Dentistry* 2014.
35. H. Kim, H. Lim, Y. Park, and M. Vang. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *Journal Prosthetic Dentistry*. 2011; 105:315-322
36. H. Sato, K. Yamada, G. Pezzoti, M. Nawa and S. Ban. Mechanical Properties of Dental Zirconia Ceramics Changed with Sandblasting and Heat Treatment. *Journal dental materials* 2008; 27(3):408-414
37. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain M. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*. 2005;33:9–18.
38. B. Al-Amleh, K. Lyons y M. Swain, Clinical Trials in Zirconia: a Systematic Review *Journal of oral Rehabilitation* 2010; volumen 37: 641-652
39. R. Craig, C. Hanks, D. Kohn, A. Koran, J. Power, W. Wagner, J. Wataha. *Materiales de odontología restauradora* 1998; 10ª edición. p44-45
40. J. Song, S. Park, K. Lee, K. Yun, H. Lim. Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *Journal of prosthetic dentistry* 2013; 110:274- 280.
41. H. Yamaguchi, S. Ino, N. Hamano, S. Okada and T. Teranaka. Examination of bond strength and mechanical properties of Y-TZP zirconia ceramics with different surface modifications. *Dental journal materials* 2012; 31(3): 472-480.
42. K. Tada, T. Sato and M. Yoshinari. Influence of surface treatment on bond strength of veneering ceramics fused to zirconia. *Journal dental materials* 2012; 31(2):289-296.
43. S. El-Saka. Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia – veneering ceramic systems. *Dental materials* 2013;29:239-251.
44. M. De Kler, N. De Jager, M. Meegdes, J. Van Der Zel. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in

- `porcelain veneered Y-tzp zirconia discs. Journal of oral rehabilitation 2007; 34: 841-847.
- 45.**J. Meira, Bruno R. Reis, C. Tanaka, R. Ballester, P. Cesar, A. Versluis, M. Swain residual stresses in Y-TZP crowns due to changes in the thermal contraction coefficient of veneers. Dental materials 2013; 29:494-601.
 - 46.**N. Matsumoto, M. Yoshinari, S. Takemoto, M. Hattori, E. Kawada and Y. Oda. Effect of intermediate ceramics and firing temperature on bond strength between tetragonal zirconia polycrystal and veneering ceramics. Dental Material Journal 2013; 32(5): 734-743.
 - 47.**Quinn J, Sundar V. Fracture Toughness of Veneering Ceramics for Fused to Metal (PFM) and Zirconia. Dental Restorative Materials. J Res Natl Inst Technol. 2010 Sep. 27;115(5):343–352.
 - 48.**Atsu S, Kilicarslan M, Kucukesmen H, Aka P. Effect of zirconium---oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet Dent. 2006;95(6):430–436.
 - 49.**Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. Acta Biomaterialia 2009;5:1668-77.
 - 50.**M. Swain. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain in all - ceramics dental crowns and fixed partial dentures. Act of biomaterials 2009; 5: 1668-1677.
 - 51.**P.C. Guess, Y. Zhang, J.-W. Kim, E.D. Rekow, and V.P. Thompson. Damage and Reliability of Y-TZP after Cementation Surface Treatment. Journal Dentistry Restoration.2010; 89(6):592-596.
 - 52.**C Broseghini, M. Broseghini, S. Gracis, P Vigolo. Aesthetic functional area protection concept for prevention of ceramic chipping with zirconia frameworks. International journal of prosthodontics 2014; 27: 174-176.
 - 53.**A. Mainjot, G.schajer, a vanheusden, M. sadoun. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole- drilling. Dental materials.

- 54.** V. Koenig, A. Vanheusden, S. de goff, A. mainjot. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based. Restorations: an up to 9-years restrospective study. Journal of dentistry 2013; 41: 1164-1174.
- 55.** Choi JE, Waddell JN, Torr B, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 1: Comparison of crystalline phases present, adhesion to a zirconia system and flexural strength. Dent Mater 2011;27:1204-12.
- 56.** M. Baldassarri, Yu Zhang , V. Thompson, E. Rekow, C. Stappert. Rehability and Failures modes the implant supported zirconium – oxide fixed dental prosthesis related to veneering thecniques. Journal of dentistry 2011; 39:489-498.
- 57.** Jay D. Matani. Evaluation of Experimental Coating to Improve the Zirconia-Veneering Ceramic Bond Strength. Journal of Prosthodontics 23 (2014) 626–633