

**“EFECTO DEL TRATAMIENTO TERMICO AL DIOXIDO DE ZIRCONIO
SOBRE LA RESISTENCIA ADHESIVA A LA CERAMICA DE
REVESTIMIENTO POR TEST DE MICROTENSION”**

INVESTIGADORES

Dr. Hernando Arturo Duarte

Dr. Julián Ortiz

Dra. Mayerly Sánchez

Dra. Paola Victoria La Rotta

ASESOR CIENTIFICO

Dr. Andrés Felipe Guzmán

ASESOR METODOLOGICO

Dr. Luis Rogelio Hernández

**COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO
EDUCACION AVANZADA**

TABLA DE CONTENIDO

1. ASPECTO TEÓRICO - CIENTÍFICO

1.1 Planteamiento del Problema

1.2 Importancia y Justificación

1.3 Propósito

1.4 Marco Teórico

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo General

1.5.2 Objetivos Específicos

1.6 Hipótesis

1.6.1 Hipótesis Nula

1.6.2 Hipótesis Alternativa

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 Tipo de Estudio

2.2 Criterios de Selección

2.3 Muestra

2.4 Procedimiento

2.5 Análisis Estadístico

3. RESULTADOS

4. DISCUSIÓN

5. CONCLUSIONES

6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

INTRODUCCIÓN

Desde la introducción de las restauraciones totalmente cerámicas por McLean en 1965, con el fin de eliminar la estructura metálica y brindar al paciente altos niveles estéticos en sus restauraciones, se han desarrollado materiales cerámicos con mayor resistencia, mejor adaptación marginal y translucidez (KELLY JR 1996)^{1,2)}

Nuevos materiales y procesos tecnológicos en restauraciones totalmente cerámicas han mejorado significativamente tanto sus propiedades físicas como estéticas (KELLY 1996).²⁾

La introducción del dióxido de zirconio abrió la puerta para diseñar protodoncia parcial fija totalmente cerámica, sin ninguna o muy poca limitación con respecto a su tamaño.³⁾

Varios estudios tratan de las propiedades físicas del zirconio como su dureza, resistencia flexural, coeficiente de expansión térmica, demostrando su alta resistencia y sus múltiples indicaciones.⁴⁾

Sin embargo, la delaminación de la cerámica de revestimiento a la estructura de zirconio se ha reportado en un 13.0% luego de un periodo de observación de 3 años y 15.2% luego de 5 años, generando controversias y varios interrogantes entre los mismos profesionales. Por ello, la suficiente resistencia adhesiva entre la cerámica de revestimiento y la estructura de zirconio, es necesaria para garantizar la longevidad del tratamiento^{5,6,7).}

La resistencia adhesiva en la interfase dióxido de zirconio y cerámica de revestimiento está determinada por diferentes factores: Fuerzas interatómicas asociadas a enlaces iónicos y covalentes; Generación de fuerza compresiva, debido a la diferencia en los CET del zirconio y cerámica; Retención mecánica

y diseño de la estructura de zirconio; Grosor de capas de cerámica de revestimiento; Dirección, magnitud y frecuencia de carga aplicada; Diferentes tratamientos de superficie (pulido, arenada y cubierta de sílice), aplicación de liners, y tratamientos térmicos al zirconio (Regeneración por cocción o estabilización de la estructura) 5,8,9,10) ; Siendo este último factor a evaluar en este estudio.

El bloque de zirconio presinterizado se compone de 90% de dióxido de zirconio (ZrO_2), 5% de dióxido de itrio (Y_2O_3), 3% de dióxido de Hafnio (HfO_2), 1% de dióxido de aluminio (Al_2O_3) y 1% de dióxido de sílice (SiO_2). Según la ISO 6872 este material tiene una resistencia flexural mayor de 900 MPa. ^{4,10)}

Este material, se encuentra en la naturaleza en una fase monoclinica, que se presenta en una forma estable a temperatura ambiente hasta 11700C, si la temperatura está por encima de este límite, se forma una fase tetragonal, y a 23700C sucede la modificación cúbica. Cuando el material se enfría, la transformación será reversible a cualquier temperatura. ^{4,11,12)}

Los cambios de reticulado espacial, generan que todas sus partículas se compriman formando una estructura altamente resistente, obliterando líneas de fractura evitando que se propaguen. Lo anterior se logra mediante el proceso de sinterización el cual sucede a 1500°C, durante 8 horas.

Los odontólogos prueban las estructuras del zirconio realizando tallados sobre estas, so-metiéndolo a un cambio térmico, y modificando así la capa superficial del zirconio de una fase tetragonal a monoclinica, lo cual obliga al técnico a estabilizar la estructura por medio de regeneración por cocción, Solo un fabricante (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania) recomienda la estabilización de la estructura de zirconio durante 15 minutos a 1000°C, lo cual restablece la fase tetragonal. ¹³⁾

En el estudio de Kosmac T y Oblak ¹⁴⁾ afirmaron que, el pulido produce una capa superficial monoclinica, influenciando en la resistencia adhesiva de la

interfase zirconio / cerámica de revestimiento, esto se debe al bajo coeficiente de expansión térmica de la fase monoclinica ($7.5 \cdot 10^{-6} /K$) que es considerablemente inferior que el de zirconio tetragonal ($10.8 \cdot 10^{-6} /K$). Lo cual soporta la hipótesis, que la unión cerámica-zirconio está totalmente ligada a las diferencias de coeficientes de expansión térmica y a la transición de fase tetragonal a monoclinica que será restablecida por medio de tratamiento térmico. Entonces, se ha planteado el interrogante respecto a si la fase tetragonal se logra a una temperatura superior a $1170^{\circ}C$, ¿porque la estabilización no se realiza a 1180° ?

Para medir la resistencia de adhesión, se han usado pruebas de corte tangencial o microtensores,^{15,16)} las cuales evalúan la influencia de la superficie de substrato en calidad de adhesión. Los estudios de laboratorio han mostrado que la falla del revestimiento principalmente ocurre cerca de la interfase cerámica – zirconio.^{5,10,17)}

Para dicho test se ha utilizado una Maquina universal de ensayos mecánicos, este equipo aplica fuerzas o desplazamientos a la muestra con objeto de medir la resistencia del material, rigidez y demás parámetros que definen su comportamiento mecánico, las características técnicas son, carga máxima 100 kN y células de carga de 100 N a 100 kN.

1. ASPECTOS TEÓRICO- CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los nuevos avances siempre traerán consigo múltiples obstáculos mientras se comprueba la efectividad y los beneficios que ellos ofrecen. Siendo la de laminación de la cerámica de revestimiento al zirconio, el principal signo de fracaso de restauraciones sobre Dióxido de zirconio.

Según, la naturaleza del dióxido de zirconio se encuentra en una fase monoclinica que se presenta en una forma estable a temperatura ambiente hasta 1170°C, si la temperatura está por encima de este límite se forma una fase tetragonal, lográndose mediante un proceso llamado sinterización del zirconio, usado para obtener máxima resistencia de este material, dada por la transformación estructural, generando una expansión del 3 al 5% produciendo una gran compresión dentro de la cerámica y como resultado final una cerámica de altísima resistencia a la fractura, pero cuando el material se enfría el reticulado espacial es reversible a distintas temperaturas.

Los odontólogos prueban las estructuras del zirconio realizando tallados sobre estas, inevitablemente sometiendo esta estructura a un cambio térmico, modificando así la capa superficial del zirconio de una fase tetragonal a monoclinica lo cual obliga al técnico a estabilizar la estructura por medio de regeneración por cocción, solamente un fabricante (Vita) maneja una estabilización de la estructura durante 15 minutos a 1000°C.

1.2 IMPORTANCIA Y JUSTIFICACION

Debido a la creciente demanda de estética, a finales de la década de 1980 comenzaron a comercializarse las porcelanas de nueva generación: de alta resistencia y baja contracción. Estas porcelanas trataban de solventar los problemas de fragilidad y de adaptación marginal inherente al método tradicional. Son muchas las nuevas cerámicas que combinan la estética con la resistencia mecánica y que permiten la confección de prótesis sin estructura metálica.

Entre ellas las restauraciones a base de Dióxido de zirconio, pero la falla más relevantes que estas han presentado es la delaminación de la cerámica, por ello evaluar y comparar la resistencia adhesiva del zirconio a cerámica de revestimiento dependiendo del tratamiento térmico (regeneración por cocción) a la estructura de zirconio.

1.3 PROPOSITO

Determinar si existen diferencias estadísticamente significativas, para la resistencia adhesiva de zirconio a cerámica de revestimiento, según diferentes tratamientos de regeneración por cocción (1000 y 1180°C versus un grupo control, sin tratamiento térmico) y determinar visualmente el tipo de falla.

1.4 MARCO TEÓRICO

En la década de los ochenta y noventa, comienzan a aparecer las nuevas porcelanas de alta resistencia y baja contracción, tales como IPS Empress(r), Vita(r) In Ceram, Procera(r) All Ceram o Cerámica de Zirconio, que tratan de solucionar los problemas inherentes al método tradicional.^{18,19,20,21)}

Clasificación actual de las cerámicas dentales

Las porcelanas dentales pueden agruparse en función de tres sistemas distintos de clasificación: su temperatura de sinterización, su composición química y su técnica de confección.²²⁾

A) Temperatura de sinterización: alta sinterización (1.290-1.400 °C), media sinterización (1.090-1.300 °C), baja sinterización (850 y 1.100 °C) y muy baja sinterización (menos de 850 °C).

B) Composición química: porcelanas feldespáticas (convencionales y de alta resistencia), porcelanas aluminosas (convencionales y de alta resistencia) y Vitro-cerámicas.

C) Técnica de confección: esta clasificación es, quizás, la más útil y representativa.

C.1. Técnica de sinterizado por condensación sobre modelos de revestimiento: OPTEC-HSP(r) (Jeneric/Pentron, Wallingford, EEUU), MIRAGE(r) II FIBER (Chamelon Dental Products, Kansas City, EEUU) FORTRESS(r) (Myron Int(r)), VITA(r) IN CERAM (Vita(r) Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania), entre otras.

C.2. Técnica de sustitución de cera perdida:

C.2.1. Técnica de colado (vitrocerámicas): DICOR(r) Y DICOR PLUS(r) (Dentsply International, Cork, PA, EEUU) y CERAPEARL(r) (Kyocera Corporation).

C.2.2. Técnica de colado por inyección a presión: IPS EMPRESS(r) I y II (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) y CERESTORE(r) (Coors Biomedical, Lakewood, EEUU).

C.3. Técnicas de procesamiento por ordenador (CAD/CAM): CEREC(r) (Sirona, Bensheim), CELAY(r) (Vita(r) Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania), PROCERA(r) ALL CERAM (Nobel Biocare, Göteborg, Suecia), CERCON(r) SMART CERAMICS (Degussa Dental, Hanau, Alemania), LAVA(r) SYSTEM (3M ESPE AG, St. Paul, MN, EEUU), DCS PRECIDENT(r) (DCS Production, Allschwil, Suiza), entre otras.

Zirconio

El Dióxido de zirconio (ZrO_2) es un nuevo material para prótesis fija SIN METAL, de una dureza y resistencia extraordinaria.

Gracias a este material se pueden realizar estructuras para:

- Coronas y puentes máximo de tres o cuatro unidades
- Pilares sobre implantes
- Estructuras sobre implantes

En definitiva, cualquier tipo de prótesis que hasta ahora se hacía utilizando la base de metal.

El bloque de zirconio presinterizado se compone de 90% de dióxido de zirconio (ZrO_2), 5% de dióxido de itrio (Y_2O_3), 3% de dióxido de Hafnio (HfO_2), 1% de dióxido de aluminio (Al_2O_3) y 1% de dióxido de sílice (SiO_2). Según la ISO

6872 comprueba que este material tiene una resistencia flexural mayor de 900 MPa.

El óxido de zirconio ha sido utilizado desde hace más de 20 años como un material de alto rendimiento en industrias tales como la ingeniería, tecnología de sensores y en la ingeniería médica, debido a sus excelentes propiedades. La razón por la cual es utilizado en una gran variedad de campos de aplicación es debido a las características cristal/químicas del óxido de zirconio. Basado en estas propiedades, Garvie y col ²³⁾ han llegado a describir el óxido de zirconio como “cerámica de acero”. En los últimos años, el óxido de zirconio ha sido utilizado con éxito en el campo de la odontología en aplicaciones tales como brackets, pilares, material para estructuras e implantes, el término “cerámica de acero” aparece de forma común en publicaciones.

El óxido de zirconio es un compuesto químico de iones metálicos de Zr^{4+} y de un ión óxido. El resultado es un compuesto oxidico de carácter iónico, el cual a pesar del ión metálico Zr^{4+} , no pertenece a los metales, pero si al grupo de sustancias inorgánicas no metálicas. Es básicamente equivocado hablar de metal o de acero en este contexto porque el óxido de zirconio es claramente una cerámica de óxido con grano fino y con una estructura policristalina.

Las características de ZrO_2 pueden ser mejor descritas sobre la base del mineral badeleyita (ZrO_2). Estas características están basadas, en la estructura mineralógica de los diferentes “enrejados” de cristal que este material puede adoptar. En la naturaleza, se encuentra una fase monoclinica, que se presenta en una forma estable a temperatura ambiente hasta $1170^{\circ}C$. Si la temperatura está por encima de este límite, se forma una fase tetragonal, y a $2370^{\circ}C$ sucede la modificación cúbica. Cuando el material se enfría, la transformación será reversible a distintas temperaturas ^{4,11,12)} (Fig. 1) ²⁴⁾

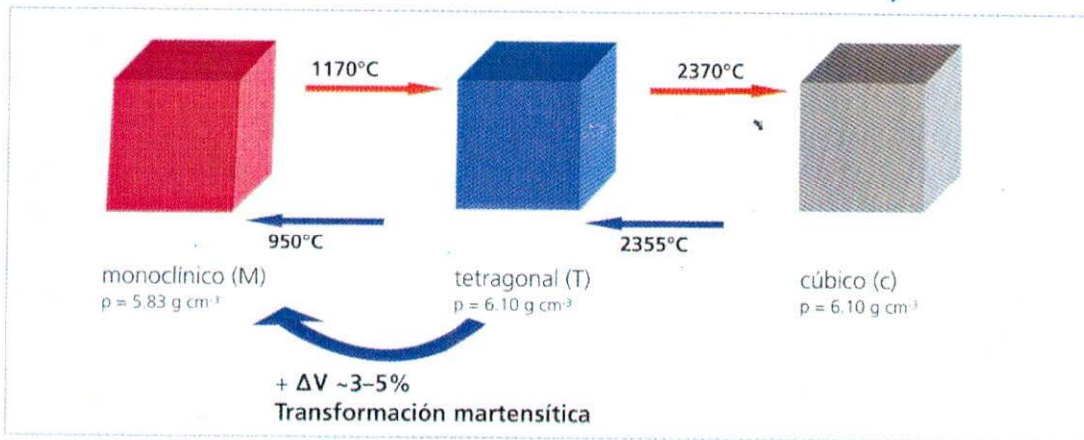


Fig 1. Modificación del zirconio a diferentes temperaturas

Es importante destacar que el volumen aumenta un 3-5% durante la transformación, desde la modificación tetragonal hasta la fase monoclinica, solo por las diferencias en densidad de ambas unidades celulares. La transformación sucede de manera espontánea en la forma de transformación martensítica como se conoce del acero (a-martensita).

Esta característica específica del ZrO_2 ha sido utilizada en la tecnología para desarrollar materiales especiales con propiedades controladas selectivamente. Para este propósito, sin embargo, el mineral badeleyita no pudo ser utilizado. En su lugar se tuvieron que utilizar materiales de base sintética. Este ZrO_2 sintético se caracteriza por el hecho de que contiene estabilizadores, tales con Y_2O_3 , CaO , MgO , CeO_2 , Sc_2O_3 etc. Estos agentes modificadores cumplen con distintas funciones dependiendo de la cantidad agregada ^{25,26)}

- Para evitar la transformación de la fase tetragonal a la monoclinica (transformación tlm) hasta la temperatura ambiente y para mantener la fase tetragonalmente estable a temperatura ambiente.
- Para trasladar la transformación de la fase tetragonal a temperaturas más bajas.
- Para mantener la fase cúbica meta estable hasta temperatura ambiente.

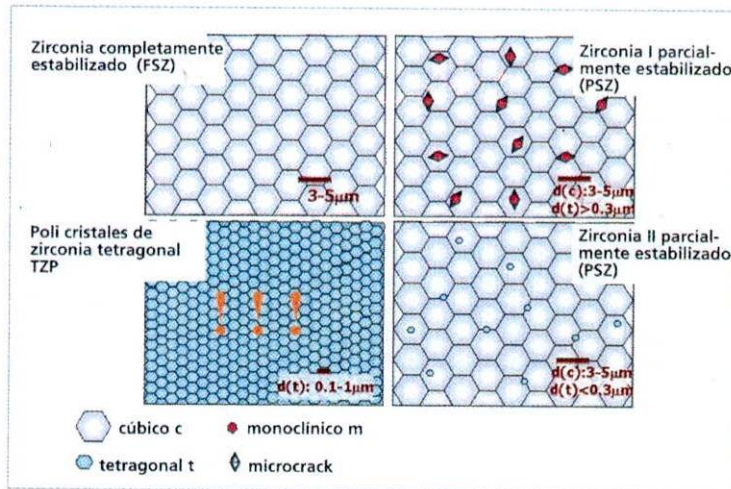


Fig 3. Diferentes tipos de micro estructuras para la cerámicas de óxido de zirconio de alto rendimiento

La transformación de los materiales reforzados PSZ I, PSZ II y TZP es particularmente importante debido a sus propiedades mecánicas. En estos materiales, la transformación t/m descrita anteriormente fue empleada de tal manera que fue reducida la típica fragilidad de la cerámicas. Un comportamiento “seudo-dúctil” de la cerámica aumenta su resistencia a la fractura en la acción de una fractura, similar al acero. Pueden distinguirse aquí dos mecanismos de refuerzo^{25,26,31)}

1. Refuerzo de transformación inducida por micro fractura (MR)
2. Refuerzo de transformación inducida por estrés (TR)

La MR en PSZ I es producida, cuando la estabilización de las partículas tetragonales en la matriz cúbica no es suficiente y sucede la transformación Mm. Si se produce un macrocrack en la estructura, los micro-cracks resultantes, pueden impedir la propagación de los cracks, a medida que la energía es distribuida a lo largo de muchos pequeños micro-craks de la zona del proceso. En PSZ II, sin embargo, ocurre TR: los granos tetragonales no son capaces de transformarse en la matriz, debido al tamaño de su cristalito y a la estabilización. Estos permanecen estables en la matriz. Si un crack penetra la estructura, la

tensión dentro de la matriz es liberada y las partículas tetragonales se pueden transformar. Debido al eminente cambio de volumen, el crack no se puede propagar. La resistencia a la fractura del material aumenta. Debido a su deformación “seudo-plástica”, el material también es llamado “cerámica de acero”

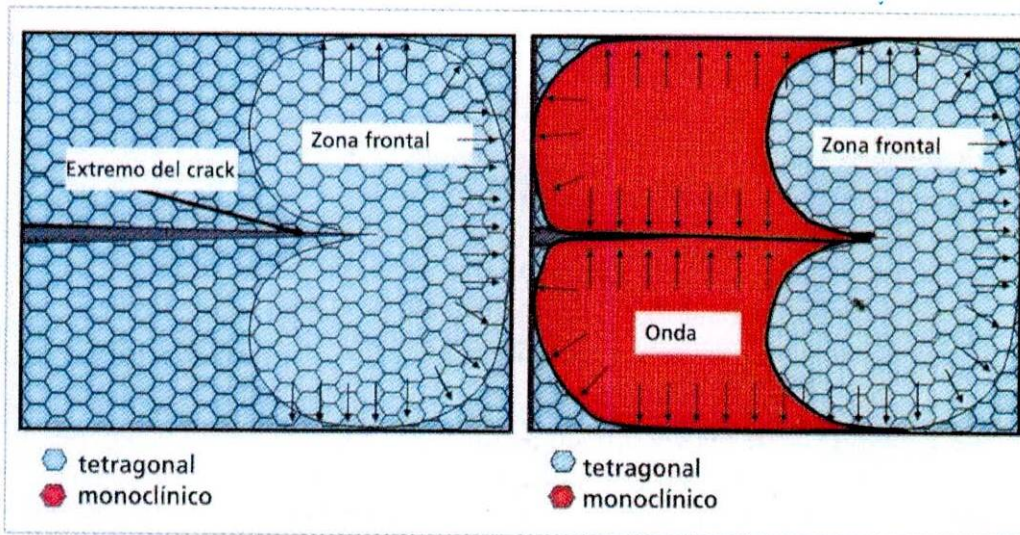


Fig 4: Propagación del crack y transformación inducida por estrés reforzada a través de Y-TZP

Este diagrama (Fig 4)²⁴⁾ muestra el mecanismo de transformación de los policristales de Zirconia Tetragonales TZP. En este tipo de ZrO_2 parcialmente estabilizado con 3 mol-% Y_2O_3 , todos los cristales individuales en la estructura se mantienen meta-estables a temperatura ambiente hasta la fase tetragonal. Sin embargo, los cristalitos exhiben una fuerza conductiva química para transformarse martensíticamente a una fase monoclinica. Dado su matriz circundante, los cristalitos inhiben el crecimiento de cada uno, dando como resultado una micro estructura con un 100% de cristalitos tetragonales con un tamaño promedio de 0.4—0.5 μm .

La tensión de la micro estructura puede ser compensada por la transformación de los cristalitos tetragonales a una fase monoclinica en los bordes de la fractura, lo que se conoce como la “wake zona” o zona de onda. Se inhibe la propagación de los cracks y se aumenta de manera considerable la resistencia a la fractura.

Adicionalmente a las excelentes propiedades mecánicas, este material también exhibe aceptables características biocompatibles y ópticas. Por eso, es utilizado en la industria dental como material para estructuras en la región anterior y posterior. Además, con este material, es posible cubrir el rango de indicaciones de las restauraciones metal cerámicas. En relación a su durabilidad hidrotérmica, este material en algunas situaciones presenta características más pobres que los metales.^{32,33)}

El material 3Y-TZP puro, es mucho más propenso a la transformación durante el envejecimiento en ambientes húmedos en un rango de temperatura de 70 - 250⁰C. El resultado es la pérdida de resistencia, pudiendo aparecer un tipo de corrosión similar al de los metales. En consecuencia, ZrO₂ también presenta propiedades parecidas a la de los metales en este aspecto.

Al agregar algunos agentes, tales como Al₂O₃ o CeO₂ en pequeñas cantidades, se mejoran de manera considerable las propiedades negativas de 3Y-TZP. En consecuencia, la inestabilidad hidrotérmica es irrelevante.³⁴⁾ El contenido ha sido modificado con 0.25 wt% Al₂O₃, manteniendo excelentes propiedades mecánicas a pesar del aditivo. Al mismo tiempo, el comportamiento de envejecimiento se ha mejorado de tal manera que no existe el riesgo de pérdida de resistencia después de una exposición hidrotérmica.

De todos los diferentes materiales de ZrO₂, el 3YTZP se ha establecido para aplicaciones dentales. La diferencia en este producto, entre los distintos parámetros de materiales de las casas fabricantes, es menor que entre el tipo de método de procesamiento utilizado y la tecnología para fabricar la restauración con una estructura TZP. Básicamente se aplican dos estrategias:

1. Procesamiento CAD/CAM de ZrO₂ en un estado densamente sinterizado.
2. Procesamiento CAD/CAM de ZrO₂ en estado "white body" (presintetizado)

Las más importantes ventajas se muestran en la Tabla 1.²⁴⁾

Tabla 1:

<i>Comparación de las ventajas y desventajas de las estrategias individuales de procesamiento para la aplicaciones dentales de ZrO₂</i>			
Procesado del cuerpo blanco		Procesado de HIP ZrO ₂	
Ventajas	Desventajas	Ventajas	Desventajas
Fácil procesamiento	Se necesita un cálculo detallado de la contracción	Precisión en el ajuste, fresado preciso, no hay distorsión	Altos costos de procesamiento (fresas y maquinaria)
Corto tiempo de procesamiento, en particular con CAD/CAM	Riesgo de fractura en estado blanco	Excelente estética, alta translucidez	Complejo proceso de re-maquinado con efectos en la estructura
Sin tecnología compleja HIP	No control de ajuste en el modelo	Adaptación directa al modelo después de CAM	Tiempos largos de procesamiento
Precio favorable	Baja translucidez	Estructura impecable	Se requiere una base teñida
Post maquillado	Baja resistencia	Alta resistencia	

Debido a los mecanismos de refuerzo que se mencionaron anteriormente, el 3Y-TZP tiene unas mejores propiedades mecánicas comparadas con las cerámicas dentales convencionales. Tanto la resistencia a la fractura como la tenacidad a la fractura son significativamente más altas que en otras cerámicas dentales como se muestra en la (Figura 5).²⁴⁾ Por esto, el material puede ser utilizado como material para estructuras en la región anterior y posterior, para coronas individuales así como también para estructuras en puentes de varias unidades.

En consecuencia, puede ser utilizado inclusive en aplicaciones ortopédicas. Además, estas estructuras blancas pueden ser estratificadas con cerámicas de revestimiento para la fabricación de restauraciones altamente estéticas.

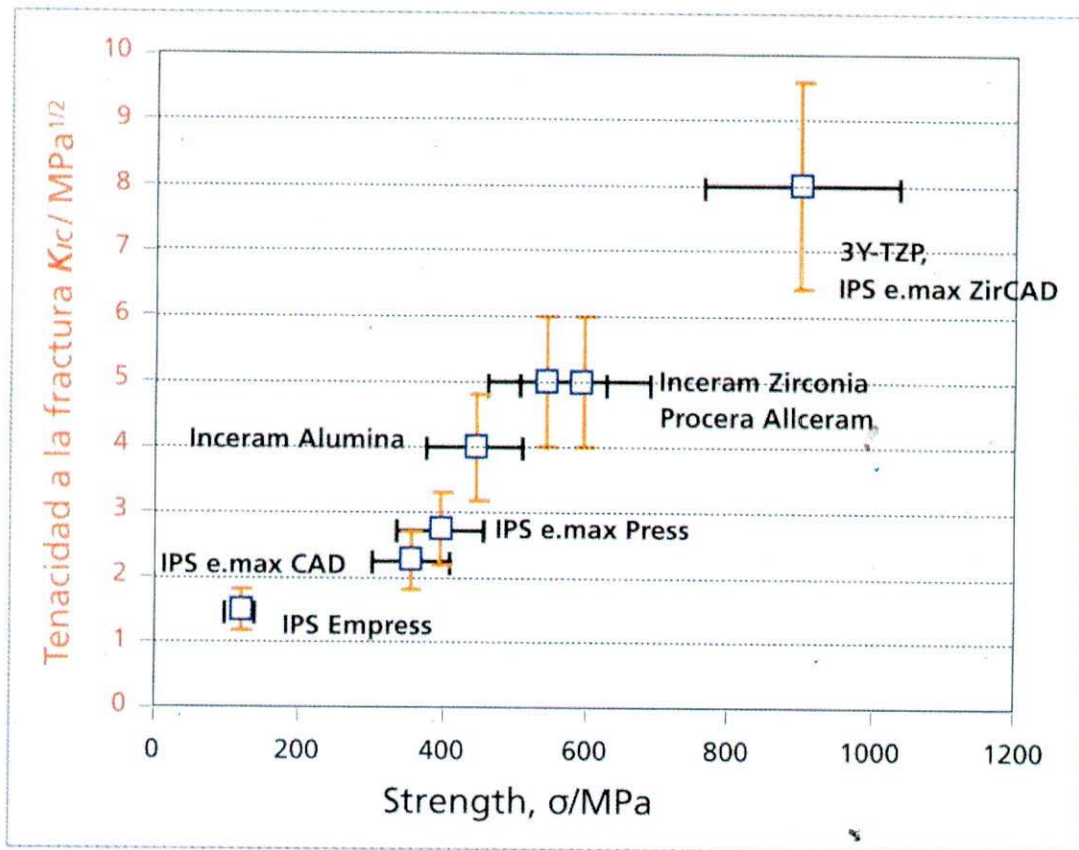


Fig. 5. Comparación de las propiedades mecánicas de las diferentes cerámicas dentales

Los bloques de zirconio presinterizados presentan cristalitas individuales, que mas tarde forman la estructura densa, solo están conectados entre sí por un istmo. El resultado es una estructura no compacta y porosa con una densificación del 50%. La resistencia del material tiene que ser optimizada de tal manera que el fresado sea fácil de realizar, y que adicionalmente el bloque no se quiebre durante el proceso CAD/CAM. Sin embargo, se requiere de una manipulación cuidadosa en el proceso de acabado.

Después de conseguir la forma, el material es finalmente densificado en un horno de alta temperatura, que haya sido diseñado para cerámicas de óxido. El proceso de endurecimiento final en el cual los cristalitas individuales se van acercando por

los procesos de difusión debido a la activación térmica, hasta que virtualmente no queden poros en la estructura, es lo que se conoce como sinterizado. El proceso sucede a 1500°C. Es importante para este proceso, que tanto las tasas de calentamiento y de enfriamiento estén coordinadas de manera exacta, con el procedimiento de sinterizado. En consecuencia, el proceso térmico del equipo tiene que estar ajustado de manera precisa al procesamiento del material. Por esta razón, todo el proceso de cocción en el horno Intranet necesita casi 8 horas. El material se contrae en todas las direcciones en relación de aproximadamente 20% a su tamaño original.

El proceso de densificación cambia el color de la estructura y da una cierta translucidez comparada con el material original. La estructura completamente densificada muestra como los cristalitas individuales tetragonales son sinterizados en un compuesto denso y forman un micro estructura homogénea.

El material es densificado a más del 99% de su densidad teórica. La combinación de alta densificación, una tasa baja de error en la estructura y cristalitas pequeños con un tamaño medio de 0.5 μm , dan como resultado un material con alta resistencia a la fractura.

Adicionalmente, la posibilidad mencionada anteriormente de transformar las partículas tetragonales lleva a un mecanismo de refuerzo y sus propiedades después del proceso de cocción en un estado densamente sinterizado son: Tenacidad a la fractura Mayor de 5.5 MPa, densidad $> 6.0 \text{ g/cm}^{-3}$, porosidad $< 0.5\%$, resistencia a la flexión (ISO 6872) $> 900 \text{ MPa}$, Dureza HV10 13000 MPa, fase mineralógica tetragonal.

El procesamiento CAM con fresas de diamante produce una estructura, de la superficie estructural del ZrO_2 , que se mantiene después del proceso de sinterizado.

La superficie se tensiona de manera severa si es arenada con partículas de óxido de aluminio, produciendo estructuras precipitosas hasta con cracks profundos. Los cracks con bordes y defectos agudos tienen un efecto desastroso en el comportamiento frente a la fractura en cerámicas frágiles y por esto se reduce la resistencia del material.

Sin embargo, Garvie y col²³⁾ y Kosmac y col,¹⁴⁾ han estado reportando por algún tiempo que el arenado no tiene un efecto negativo sobre la resistencia de los materiales TZP, al contrario, argumentan que inclusive se aumenta la resistencia. Este refuerzo se logra debido a la fase de transformación en la superficie desde la fase tetragonal a la fase monoclinica, por esta razón una tensión compresiva superficial le da más resistencia a la cerámica

Maquina universal de ensayos

Este equipo se utiliza para la realización de ensayos mecánicos. El equipo aplica fuerzas o desplazamientos a la muestra de ensayo con objeto de medir la resistencia del material, rigidez y demás parámetros que definen su comportamiento mecánico.



Fig. 1 Fotografía de Máquina Universal de Ensayos

Sus características técnicas son, carga máxima 100 kN y células de carga de 100 N a 100 kN. (Figura 1)

Aplicaciones son las siguientes:

- Determinación de las propiedades mecánicas del material: módulo de elasticidad, resistencia a rotura, deformación a rotura, coeficientes de Poisson.
- Aplicación de esfuerzos de tracción, compresión, flexión, cortadura, fluencia.
- Aplicación de esfuerzos o deformaciones a una pieza o componente para simular su comportamiento en servicio.

La máquina aplica sobre la muestra objeto de ensayo una deformación con velocidad constante. Una célula de carga mide la fuerza ejercida en cada momento. De esta forma se obtienen las curvas de comportamiento mecánico del material (curvas tensión-deformación). A partir de dichas curvas se obtienen los parámetros característicos del comportamiento mecánico: tensión de rotura, fluencia, módulos elásticos, etc.

Esta familia de sistemas universales de prueba incluye algunas de las máquinas mas rugosas y durables que jamás se hayan hecho. Desarrolladas para altas capacidades de tensión, compresión, pruebas de curva y de esquiroleo, estos marcos son accionados por el sistemas de bombeo hidráulico que mueve un pistón ensamblado para proveer la fuerza necesaria para la prueba.

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo General

Determinar la resistencia adhesiva del dióxido de zirconio después de tratamiento de regeneración por cocción mediante test de microtensión a porcelana de revestimiento

1.5.2 Objetivos Específicos:

- Determinar el grado de adhesión del dióxido de zirconio a cerámica de revestimiento después de haber sido sometido a tratamientos térmicos
- Comparar dos diferentes marcas comerciales en el manejo de estabilización de la estructura del zirconio.
- Determinar visualmente el tipo de falla de cada bloque.

1.6 HIPÓTESIS

1.6.1 Hipótesis Nula:

“No existe diferencia significativa en la magnitud de la resistencia adhesiva generada por la estabilización por cocción del zirconio entre las diferentes marcas comerciales estudiadas”.

1.6.2 Hipótesis Alterna:

“existe diferencia en la magnitud de la resistencia adhesiva generada por la estabilización por cocción del zirconio entre las diferentes marcas comerciales estudiadas”.

2. ASPECTOS MÉTODOLÓGICOS

2.1 Tipo de Estudio

Estudio transversal experimental comparativo in vitro.

2.2 Criterios de Selección

Por conveniencia se eligen dos marcas comerciales de Dióxido de zirconio con la cerámica de revestimiento.

1. Zirconio Yz – Linner VM9 (Vita)
2. Zirconio Ceramil – Linner VM9 (Vita)

2.3 Muestra

Se utilizaron dos marcas comerciales de dióxido de Zirconio, Zirconio Yz (Vita) y Zirconio Ceramil. De los bloques originales se obtuvieron bloques de dióxido de zirconio sinterizados estandarizados en medidas de 11mm X 11mm X 4mm, con una perforación central de 5mm de diámetro. Se obtuvieron 24 bloques de cada marca para un total de 48. Estos se distribuyeron aleatoriamente en 6 grupos de 8 bloques cada uno.

2.4 Procedimiento

Los bloques originales de zirconio fueron cortados con un equipo laser (Grabado laser LG900/LC 6090 y Cortadora) en pequeños bloques estandarizados de 5mm de grosor, 11mm de ancho por 11mm de largo con una perforación central de 5mm de diámetro (figura 1), los cuales fueron sometidos al proceso de

sinterización a 1500°C durante 8 horas, posterior a esto las paredes de la perforación central de cada bloque fueron pulidas con una fresa de 6mm montada en una fresadora, lo cual generó un cambio térmico en la superficie del zirconio ya sinterizado, permitiendo la transformación de la capa superficial del zirconio de una fase tetragonal a monoclinica.

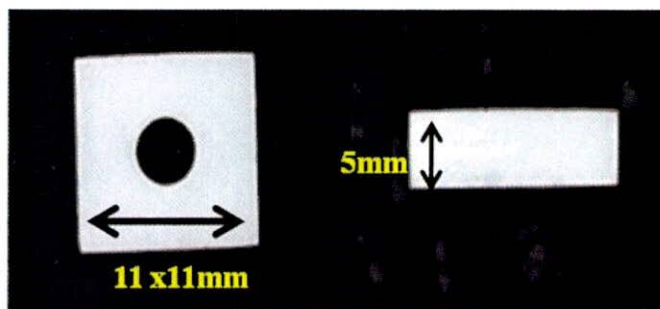


Fig. 1 Representación esquemática del espécimen

En el siguiente paso los bloques se llevaron al proceso de regeneración por cocción o estabilización de la estructura por medio de tratamiento térmico. Para este estudio se tomaron dos temperaturas para el proceso de la regeneración, a 1000°C, 1180°C y un grupo control al cual no se le realizó estabilización de la estructura.

Los grupos fueron divididos de la siguiente manera, Grupo A. (Zirconio Vita / Tratamiento térmico a 1000°C), Grupo B (Zirconio Vita / Tratamiento térmico a 1180°C), grupo C (Zirconio Vita / Sin tratamiento térmico), grupo X (Ceramil / Tratamiento térmico a 1000°C), grupo Y (Ceramil / Tratamiento térmico a 1180°C) y grupo Z (Ceramil / Sin tratamiento térmico); Luego de realizar el tratamiento térmico a cada bloque se le aplicó la cerámica de revestimiento (Linner, VM9 / Vita) la cual fue una variable constante en este estudio (Fig. 2).

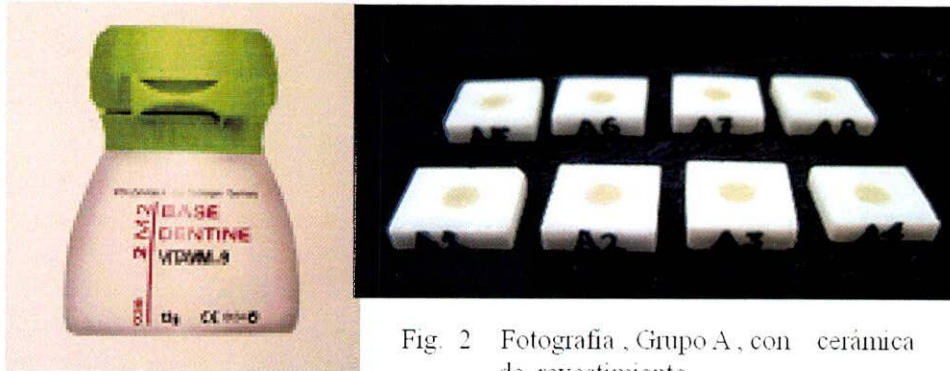


Fig. 2 Fotografía , Grupo A, con cerámica de revestimiento.

La superficie de los bloques fue pulida con papel siliconado de grano fino, para eliminar excesos de porcelana que pudieran interferir en la prueba. Cada bloque fue medido por medio de un calibrador y los datos fueron introducidos en la base de datos del computador.

Los 6 grupos fueron evaluados y comparados por test de microtensión en una maquina universal de ensayos (Shimadzu, certificado de calibración No 1289 del 11 de noviembre de 2008 expedido por el laboratorio de calibración CONCRELAB) (Fig. 3), La fuerza fue aplicada a una velocidad de 1mm/min., a la cerámica hasta que ocurrió la fractura, para determinar la resistencia adhesiva de cada bloque (Fig. 4)



Fig. 3 Fotografía, Maquina universal de ensayos mecánico, y Dispositivo utilizado en el test de microtensión

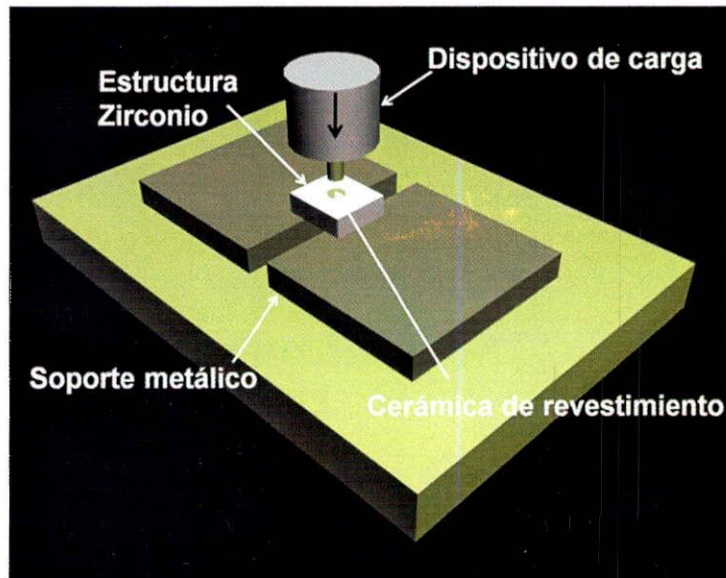


Fig. 4 Representación esquemática del espécimen bajo test de microtensión.

Luego de la fractura cada espécimen fue observado visualmente a 40X para determinar si la falla fue adhesiva o cohesiva.

2.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICOS

Se utilizó el análisis de varianza (ANOVA) para analizar estadísticamente los resultados y la prueba de Bonferroni para comparar los promedios. Nivel de significancia $p = 0.05$. Se considera como significativo si es menor de este valor.

3. RESULTADOS

La resistencia adhesiva entre la estructura de zirconio marca Vita y cerámica de revestimiento de acuerdo al tratamiento térmico, ejercido sobre la estructura; y según los valores medios de Máximo esfuerzo, no presentó diferencia estadísticamente significativa (Fig. 5) En el tratamiento térmico a 1180°C se observan valores con la mas alta dispersión. En la marca Ceramil la resistencia adhesiva a cerámica de revestimiento según tratamiento térmico tampoco tuvo diferencias estadísticamente significativas como se observa en la tabla de análisis de varianza (ANOVA) (Tabla.1), en el tratamiento térmico a 1000°C se observan valores con más alta dispersión.

		ANOVA		
		Suma de Cuadrados	F	Sig.
Max-Esfuerzo (MPa)1000°	Inter-grupos	1	.008	.929
	Intra-grupos	1689		
	Total	1690		
Max-Esfuerzo (MPa)1180°	Inter-grupos	110	.659	.430
	Intra-grupos	2342		
	Total	2452		
Max-Esfuerzo (MPa)Sin T°	Inter-grupos	30	.248	.626
	Intra-grupos	1708		
	Total	1738		

Tabla 1 Análisis de varianza (ANOVA), resultados test de microtensión sobre resistencia adhesiva .

La comparación de los intervalos de confianza de máximo esfuerzo (MPa) que produce la fractura en marcas comerciales Vita y Ceramil según tratamiento térmico indica que no hay diferencia significativa entre las diferentes marcas comerciales.

COMPARACION DE LOS INTERVALOS DE CONFIANZA DE MÁXIMO ESFUERZO QUE PRODUCE FRACTURA (MPa)

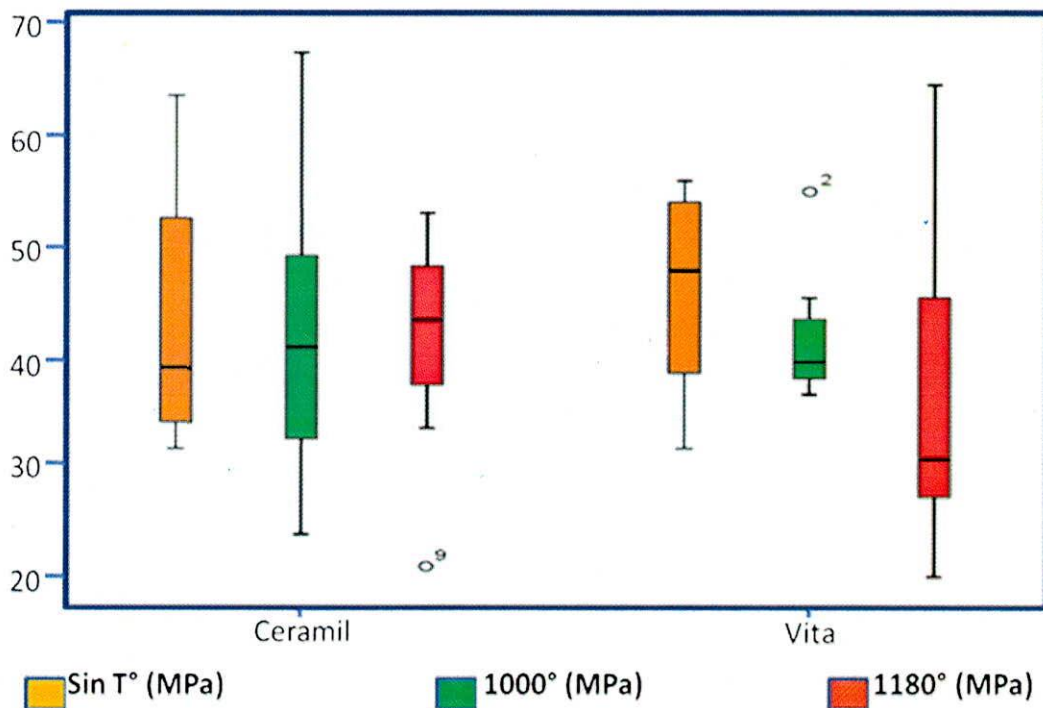


Fig. 5 Grafica comparativa. Resistencia de corte luego de regeneración por cocción

En la observación visual (40X) de cada uno de los bloques se determinó que la fractura es de tipo cohesivo de la cerámica de revestimiento, puesto que se observa claramente una capa residual de cerámica de revestimiento sobre la estructura de zirconio. Figura 6



Fig. 6 Fotografía, falla de tipo cohesivo de la cerámica de revestimiento

4. DISCUSIÓN

Analizando los resultados del presente estudio, la estabilización de la estructura de zirconio, por medio de regeneración por cocción no presentó diferencias, en cuanto a disminuir o aumentar la resistencia adhesiva en la interfase. Este resultado es diferente al encontrado por Jens Fischer y Grohmann⁵⁾ quienes reportaron que la regeneración por cocción según indicaciones del fabricante, disminuyó la resistencia de corte, entre la estructura de zirconio y cerámica de revestimiento, por lo cual afirman que durante el tratamiento térmico, la capa de compresión en la superficie se relajó, reduciendo de este modo la compresión interna. Además las micro-fracturas no se obliteraron bajo la temperatura estipulada (1000°C), en consecuencia toda la resistencia disminuyó, afectando así la resistencia de corte de la cerámica de revestimiento adyacente a la interfase.

La exigencia del fabricante de que la fase de transición luego del pulido debe ser revertida para recuperar el coeficiente de expansión térmica, de la superficie del zirconio tetragonal tampoco pudo ser probada o verificada en este estudio.

Al observar los especímenes se encontró que la cerámica de revestimiento permaneció sobre la superficie del zirconio en todos los grupos, de este modo se puede determinar que la falla no se encuentra en la interfase zirconio-cerámica, sino en la cerámica de revestimiento, presentándose como una falla cohesiva.

En estudios anteriores como el realizado por Fischer y Grohmann⁵⁾, en el cual se utilizó un test de corte, enunciando en sus resultados que la resistencia de adhesión entre zirconio y cerámica de revestimiento, presentaba fallas cohesivas mas no adhesivas, en otras palabras el enlace más débil no fue la interfase sino la

cerámica de revestimiento en sí, estos hallazgos también fueron confirmados con las observaciones de Al-Dohan.¹⁰⁾

El éxito a largo plazo de las restauraciones totalmente cerámicas, parece ser determinado por el débil funcionamiento de la cerámica de revestimiento que genera delaminación con la exposición del zirconio, según Petra C Guess,¹⁷⁾ quien realizó un estudio de resistencia adhesiva entre diferentes cofias de zirconio a cerámica de revestimiento y la susceptibilidad a efecto termocíclico, concluyó que la interfase cerámica de revestimiento a zirconio, presenta fallas cohesivas de la cerámica de revestimiento y adhesivas en la interfase. Lo anterior no es comparable con el presente estudio, pero confirma el débil funcionamiento estructural de la cerámica de revestimiento.

Analizando que la falla no se presenta en la interfase Cerámica-zirconio sino cerca de ésta, se puede afirmar que la utilización de cerámicas de revestimiento por ser materiales frágiles, limita la capacidad de absorber energía; propagando la tensión y generando defectos estructurales, que pueden dar lugar a una falla prematura bajo tensiones funcionales bajas. Esto también es descrito por Aboushelib MN, quien afirmó que la delaminación puede ser el resultado del uso de una cerámica de revestimiento débil o debido a un enlace débil entre la base y el revestimiento. Si el modo de falla es cohesivo, uno puede estimar solamente que la fuerza en enlace entre la base y el revestimiento es más fuerte.^{35,36)}

Jager N y M.Erhan Comlekoglu, en un estudio de elementos finitos demostraron que la máxima tensión se presenta en la interfase cofia/ cerámica y los sitios mas críticos se encuentran en la cerámica de revestimiento y cerca a la interfase.

Diversos factores pueden interferir en la resistencia adhesiva de cerámicas de revestimiento a zirconio. Las diferencias en los Coeficientes de expansión térmica de estos, pudieron influenciar los valores en la interfase entre estos materiales, al igual que la dirección, magnitud y frecuencia de la carga aplicada, responsables de la causa de la fractura.^{9,35,36,37)}

El estudio realizado por Hamid M. Ashkana-ni ³⁸⁾ sobre la adhesión de cerámicas de revestimiento y zirconio comparado con la adhesión de un sistema de aleación metal noble, también obtuvo como resultados que la falla, que se produce en el sistema cerámico, es de tipo cohesivo.

Según la literatura revisada, se afirma que la resistencia adhesiva de la interfase zirconio /cerámica, presenta falla cohesiva de la cerámica de revestimiento y la fractura de esta puede estar influenciada por diferentes factores como: geometría de la restauración, microestructura del material, tensión y grosor de la cerámica, diferencias en los coeficientes de expansión térmica de los materiales, módulos elásticos de los componentes restaurativos, arenado y pulido de la superficie, efectos térmicos y factores intraorales, tales como dirección, magnitud y duración de fuerzas.

5. CONCLUSIONES

1. La regeneración por cocción no modifica significativamente la resistencia adhesiva de la cerámica de revestimiento al zirconio.
2. No se encontró diferencia significativa entre las dos marcas de Zirconio.
3. El tipo de falla en todos los especímenes fue cohesiva.

6. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Denry. Recent Advances in ceramics for Dentistry. *Crit Rev Oral bio med* 1996;7:134-143.
2. Kelly JR, Nishimura I, Campbel SD. Ceramic in dentist HI a, Ferrari M, Davry : Historical roots and current perspective. *J prosthet Dent* 1996; 75:18-32.
3. 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: 476-482.
4. Isabelle Denrya, J. Robert Kelly. State of the art of zirconia for dental I. applications. *Dental Materials* 2008; 24; 299–307.
5. Jens Fischer, Philipp Grohmann, Effect of Zirconia Surface Treatments on the Shear Strength of Zirconia/Veneering Ceramic Composites *Dental Materials Journal* 2008; 27(3): 448–454
6. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Hämmerle CHF. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006; 37: 41-49.
7. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CHF. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed€ partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 383-388.
8. Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexure strength of dental castable ceramic. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 23-28.

9. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic crowns. *Dent Mater* 2005; 21: 242-251.
10. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 349 - 355.
11. Heuer A.H., Claussen N., Kriven W.H. and Rühle R. Stability of Tetragonal ZrO₂ Particles in Ceramic Matrices; *J. Am. Ceram. Soc.* 65, 642-650 (1982).
12. Deville S., Guenin G., Chevalier J. Martensitic transformation in Zirconia Part I. Nanometer scale prediction and measurement of transformation induced relief.; *Acta Materialica* 52, 5697—5707 (2004)
13. Vita Zahnfabrik. Veneering material VitaVM9. Working instructions. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, 2007.
14. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; 15: 426-433
15. Gokhan akgungor, Deniz Sen, and Murat Aydin. Influence of different surface treatments on the short – term bond strength and durability between a Zirconia post and a composite resin core material. *J. Prosthetic Dentistry* 2008; 99: 388-399.
16. Cesar A.G.Arrias, Marcelo Giannini, Frederick Rueggeberg and David Pashley. Microtensile bond strength of dual - polymerizing cementing systems to dentin using different polymerizing modes. *J. prosthetic Dentistry* 2007; 97 : 99- 105

17. Petra C. Guessa, Andreja Kulijsa, Siegbert Witkowska, Martin Wolkewitzb, Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling *Dental materials*; 2008; 24; 1556–1567
18. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (I). *Quintessence (ed. esp.)* 1998; 11 (8): 515-519.
19. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (II). *Quintessence (ed. esp.)* 1998; 11 (9): 587-596.
20. Benítez Hita JA, García de Sola MC, García Aragón MA. Cerámica. Recuerdo histórico: primera parte. *Revista Andaluza de Odontología y Estomatología* 1992; 2 (2): 63-68.
21. Benítez Hita JA, García de Sola MC, García Aragón MA. Cerámica. Recuerdo histórico: segunda parte. *Revista Andaluza de Odontología y Estomatología* 1992; 2 (3): 87-92.
22. Fons-Font A, Solá-Ruiz MF, Martínez-González A, Casas-Terrón J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. *RCOE* 2001; 6 (6): 645-656.
23. Garvie R.C. Hannink R.H., Pascoe R.T. Ceramic Steel, *Nature (London)*; 258, 703-704 (1975).
24. Investigación y desarrollo Ivoclar Vivadent AG. Report Ivoclar Vivadent 2006 Febrero ; No 16
25. Lange F.F; Transformation Toughening; *J. Mat. Sci*, 17, 247 254 (1982).
26. Lange F.F; Transformation Toughening ZrO₂: Correlations between Grain Size

- Control and Composition in the System ZrO_2 - Y_2O_3 ; *J. Am. Ceram. Soc.* 69 (3), 240-242 (1986).
27. Yashima M., Kakihana M., Yoshimura M., Metastable Phase Diagrams in the Zirconia-Containing Systems Utilized in Solid-Oxide Fuel Cell Application; *Solid State Ionics*; 86—88 (2), 1131-1149 (1996).
28. Scott H.G.; Phase relationships of the Zirconia-yttria system; *J. Mat. Sci.* 10, 1527—1535 (1975).
29. Becher P.F, Swain M.V. Grain-Size Dependent Transformation Behavior in Polycrystalline Tetragonal Zirconia; *J. Am. Ceram. Soc.*, 75 (3), 493-502 (1992).
30. Ruiz L, Readey M.J. Effect of Heat Treatment on Grain Size, Phase Assemblage, and Mechanical Properties of 3 mol% Y-TZP; *J. Am. Ceram. Soc.*, 79 (9), 2331—2340 (1996).
31. Heuer A.H., Claussen N., Kriven W.H. and Rühle R. Stability of Tetragonal ZrO_2 Particles in Ceramic Matrices; *J. Am. Ceram. Soc.* 65, 642-650 (1982).
32. Lange F.F, Dunlop G.L., Davis B.J. Degradation During Aging of Transformation Toughened ZrO_2 - Y_2O_3 Materials at 250°C; *J. Am. Ceram. Soc.* 69, 237-240 (1986).
33. Tsugio Sato, Masahiko Shimada. Transformation of Yttria-Doped Tetragonal ZrO_2 -Polycrystals by Annealing in Water; *J. Am. Ceram. Soc.* 68 (6), 356—359 (1985).
34. Tsugio Sato, Shiro Ohtaki Tadashi Endo, Masahiko Shimada. Improvement of Thermal Stability of Yttria-Doped Tetragonal Zirconia Polycrystals by Alloying

with Various Oxides; *Int. J. High Technology Ceramics* 2,167—177 (1986).

35. Moustafa N. Aboushelib, Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations; *Dental Materials*; 2005; 21: 984–991.
36. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006; 22: 857-863.
37. M. Erhan, Comlekoglu, Evaluation of bond strength of various margin ceramics to a zirconia ceramic. *Journal of dentistry* 2008; 36; 822 – 827
38. Hamid M. Ashkanani, DMD,a Ariel J. Raigrodski, Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains; *Journal of Prosthetic Dentistry*; 2008; 100: 274-284