



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Rehabilitación bucal

“Factores postsinterización que afectan la resistencia a la fractura del Y-TZP monolítico”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la
Especialidad en Rehabilitación Bucal

Presenta:

CD. Patricia García Pérez

Dirigido por:

CD. EPI. MAE. DDTH Rosa María Sánchez Ayala

CD. EPI. MAE. DDTH Rosa María Sánchez Ayala
Presidente

CD. ERB. Joshua Emmanuel Valdez Flores
Secretario

CD. ERB. Luis Salvador Martínez Estrada
Vocal

CD. EIBMF. Daniel Alejandro Montalván Aguilar
Suplente

DR. En C. Santiago Andaracua García
Suplente

Centro Universitario, Querétaro, Qro.
Septiembre 2022
México



Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales
de Información



"Factores postsinterización que afectan la resistencia
a la fractura del Y-TZP monolítico"

por

Patricia García Pérez

se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons
Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0
Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Clave RI: MEESN-266813

RESUMEN

En pocos años, las investigaciones y los trabajos sobre el uso de cerámica basada en ZrO_2 , como biomaterial para coronas dentales en odontología ha aumentado significativamente, debido a las excelentes propiedades mecánicas, biocompatibilidad, su muy alta resistencia al desgaste y fricción, así como las tasas de supervivencia clínica demostradas (Ban 2008).

El Zirconio ZrO_2 es una biocerámica (Gautam et al. 2016) que presenta características, que resultan ser superiores y ventajosas a las de todas las otras cerámicas para uso dental.

Estudiar en profundidad el desarrollo histórico y comportamiento de la zirconia monolítica translúcida parcialmente estabilizada con itrio (Y-TZP), especialmente con respecto a la importancia en la precisión del control del ajuste clínico y envejecimiento in vitro, intentando simular la manipulación realizada previa a la cementación de la restauración, el desgaste y pulido bajo estándares establecidos, sometimiento a envejecimiento por autoclave, protocolo de arenado y sinterización de estabilización o cocción secundaria, para investigar la magnitud de la degradación del material y con la justificación de tener un conocimiento total del manejo, teniendo como objetivo una restauración durable, para el funcionamiento masticatorio del paciente.

Se considera que la zirconia que sigue los parámetros de manipulación, no debe presentar menos valores de resistencia a la fractura.

Es necesario mejorar las propiedades y tener precisión en el control del proceso antes de conducir a una conclusión sobre su comportamiento (Chevalier 2006).

(Palabras clave: zirconia Y-TZP, degradación LTD, transformación de fase, resistencia a la fractura, micro abrasión, tratamiento de superficie)

ABSTRACT

In just a few years, research and work on the use of ZrO₂-based ceramics as a biomaterial for dental crowns in dentistry has significantly identified, due to its excellent mechanical properties, biocompatibility, its very high resistance to wear and friction, as well as the demonstrated clinical survival rates (Ban 2008).

Zirconium ZrO₂ is a bioceramic (Gautam et al. 2016) that has characteristics that turn out to be superior and advantageous to those of all other ceramics for dental use.

To study in depth the historical development and behavior of yttrium-stabilized partially translucent monolithic zirconia (Y-TZP), especially with regard to the importance of precision control of clinical fit and in vitro aging, trying to simulate the manipulation performed prior to restoration cementation, wear and polishing under established standards, autoclave aging, sandblasting protocol and certainty sintering or secondary firing, to investigate the magnitude of material degradation and with the justification of having full knowledge of handling, aiming at a lasting restoration, for the patient's masticatory function.

It is considered that the zirconia that follows the handling parameters should not have lower fracture resistance values.

It is necessary to improve the properties and have precision in the control of the process before leading to a conclusion about its behavior (Chevalier 2006).

(key words: Y-TZP zirconia, LTD degradation, phase transformation, fracture toughness, micro abrasion, surface treatment)

DEDICATORIA

A mi esfuerzo y superación personal.

AGRADECIMIENTOS

En la preparación de este manual se recogieron las opiniones desinteresadas de los Directores y Coordinadores de Investigación y Posgrado de la Facultad de la Universidad Autónoma de Querétaro, así como de investigadores, académicos y personal administrativo de la misma, agradezco el apoyo brindado.

Agradezco a la Dirección de Servicios Escolares y la Dirección de Investigación y Posgrado, al Mtro. Francisco Perusquía Monroy el haber revisado el texto y sus atinados comentarios para mejorarlo.

Al Doctor Mauricio Romero Nieva, que me guio con sus conocimientos y me motivo con su capacidad de liderazgo y comprensión, sobre todo, por su empatía conmigo. Por ser siempre mi maestro y no solo mi profesor.

Al Laboratorio Dental Porcelab, específicamente el área de zirconia, liderado por Diego Romero por la elaboración de las muestras bajo el más alto nivel de control y calidad, conjunto con el Técnico dental Miguel Duarte quien manipulo y realizo la sinterización y glaseado de la totalidad de las muestras.

Al Doctor Rubén Domínguez por prestarme su ayuda siempre que la he necesitado y hacerlo de un modo accesible.

A mi directora de Tesis, la Dra. Rosa María Sánchez Ayala, por apoyarme a cada momento.

Las revisiones y conocimientos por parte de la Dra. Rosa María Sánchez Ayala y el Dr. Antonio Guerrero fueron claves para la realización del presente trabajo de investigación.

Al Ingeniero y Doctor José Luis Reyes Araiza por sus amplios conocimientos en el tema del comportamiento de materiales y experiencia en ensayos aplicados.

TABLA DE CONTENIDOS

1. INTRODUCCIÓN	
1.1 Revisión de la literatura.....	8
1.2 Planteamiento del Problema.....	33
2. OBJETIVOS	
2.1 Objetivo general.....	35
2.2 Objetivos específicos.....	35
3. METODOLOGÍA	
3.1 Sujeto experimental.....	36
3.2 Métodos.....	36
3.3 Análisis estadístico.....	46
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	
4.1 Resultados	48
4.2 Discusión.....	48
4.3 Conclusión.....	55
5. REFERENCIAS.....	57
6. ANEXOS.....	65

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Resistencia a la flexión biaxial.....	48
Tabla 2 Comparación de resistencia con ambos sistemas de desgaste y pulido utilizados.....	51
Tabla 3 Comparación de los grupos con y sin sinterización secundaria.....	54

INTRODUCCIÓN

1.1 Revisión de la literatura

Las propiedades mecánicas de los materiales que usamos en odontología deben tener características que cumplan con las propiedades funcionales y estéticas del sistema masticatorio.

Enfocaremos la atención en la zirconia, ya que, hace más de 20 años se ha utilizado ampliamente para rehabilitación bucal, ya sea como material de estructura o como alternativa totalmente anatómica; En los estudios actuales de la literatura se analizan protocolos de manejo, desgaste, pulido y cementación de las restauraciones monolíticas de zirconia translúcida, no hay estudios concluyentes en cuanto a la influencia que tienen los tratamientos de superficie clínicos realizados durante el ajuste final de la restauración.

A continuación, lo estudiaremos a fondo:

El óxido de zirconio (ZrO_2) fue descubierto accidentalmente por primera vez, por el químico Martin Heinrich Klaproth en 1789. Y fue aislado por el químico sueco Jöns Jakob Berzelius en 1824 utilizando la reducción de fluoruro de potasio (K_2ZrF_6). Durante los siguientes 150 años, el zirconio se consideró mera curiosidad científica sin ningún mérito tecnológico en la rama de la medicina, en 1914 se preparó el metal puro y hasta el año de 1969 surgió el primer estudio científico de las excelentes propiedades biomédicas de la zirconia (Helmer y Driskell, 1969). El nombre probablemente se originó a partir de la palabra árabe “*zargun*”, que significa “De color dorado que etimológicamente está relacionado con las antiguas palabras persas “*zarenu*” (Zar= dorado, oro) y “*gauna*” (gun= color). Posteriormente en 1988 por Christel y col. Introducen el primer artículo sobre el uso de circonio como biomaterial para fabricar rótulas de cadera (Piconi y Maccauro, 1999,2003).

Es llamado como “Acero Cerámico por Ron Garvie (1975), ya que presenta características similares a las del acero inoxidable, su color similar al color del diente dota de características superiores en comparación con todas las cerámicas para uso dental. (Garvie, R.C. y Nicholson, P.S., 1975a,b).

Zirconio (Zr) es un elemento de metal de transición, número atómico 40, peso atómico 91,22, densidad de 6,49 g / cm³ un punto de fusión de 2,128 K (1855°C o 3371°F) y un punto de ebullición de 4,682 K (4409°C o 7968°F). El óxido del metal utilizado en odontología, dióxido de circonio (ZrO₂), conocida como zirconia, se obtiene generalmente después de un proceso extenso y costoso. La resistencia a la fractura de la zirconia está entre 6 y 10 Mpa m^{1/2}, como resultado de un mecanismo inherente de endurecimiento por transformación. Tiene una resistencia a la flexión biaxial de 900-1200Mpa en cargas de tensión y una resistencia a cargas de compresión de 2000Mpa. Se informó una capacidad de carga media de 755N para restauraciones de zirconia y cargas de fractura entre 706N, 2000N y 4100N. Entre los elementos en la corteza terrestre, el zirconio se encuentra en el puesto 18 en abundancia, sin embargo, este elemento en particular no ocurre en la naturaleza en estado puro, sino sólo en combinación con óxidos de silicato (ZrO₂ x SiO₂) o como un óxido libre (ZrO₂) (Piconi y Maccauro ,1999, Hannink et al. ,2000)

La Zirconia es un poliformo que se produce en 3 diferentes formas cristalográficas las cuales dependen de la temperatura (Subbarao, et al. ,1974).

A temperatura ambiente, la zirconia pura es monoclinica, es decir, con partículas grandes ubicadas de forma irregular, estructura que causa bajas propiedades mecánicas y puede contribuir a una reducción de la cohesión de las partículas de la cerámica, es estable hasta los 1170°C, con el aumento de la temperatura, el material se transforma en una estructura de cristal tetragonal (t) a más de 1170 °C, con propiedades mecánicas mejoradas y luego en una estructura de cristal cúbico, es decir, con partículas pequeñas, organizadas intergranular con morfología regular, pero en las partículas de la periferia se presentan cambios en el tamaño y organización (tazheranite), teniendo propiedades mecánicas moderadas, una estructura de fluorita a más de 2370 °C con fusión a 2716 °C (Mazdiyasi et al., 1966)(Bansal G. K. y Heuert A.H. ,1973)(Gupta, T. K. Et al. ,1978)(Heuer et al. ,1982)

A continuación, se explicará el funcionamiento y los parámetros establecidos para la fase más estable de la Y-TZP.

Fase tetragonal estabilizada con itrio

El dopaje de óxido de itrio (Y_2O_3) disuelto en zirconia, reduce la estructura cristalina de tetragonal a las temperaturas transformativas monoclinicas (t-m) y cúbicas a tetragonales (c-t). Funcionando como estabilizador de fases de alta temperatura (Yingjie He, et al. ,1996).

La última transformación, de la fase tetragonal a la monoclinica, también se describe como una transformación martensítica (fase metaestable de los aceros) y se caracteriza por un aumento de volumen del retículo cristalino de aproximadamente un 4-5%. Este brusco aumento de volumen durante la fase de enfriamiento hace que sea imposible producir cerámica sinterizada a partir de zirconia pura, por tal razón no se pueden obtener bloques compactos de ZrO_2 puro a temperatura ambiente: el bloque se fracturaría durante el enfriamiento. Sin embargo, esa transformación durante la fase de enfriamiento se puede evitar mediante la adición de óxidos estabilizantes, que se incorporan a la red cristalina de la zirconia, Panasonic suministro una cerámica de dispersión o mezcla, utilizando cerio lantánido para estabilizar la zirconia (Ce-TZP / Al_2O_3) (Powers MJ y Sakaguchi RL ,2006). A través de esto, la estructura se congela, incluso a temperatura ambiente, en la condición tetragonal o nueva cúbico-tetragonal.

Para medir científicamente una transformación de estructura o bien un cambio de fase, se utiliza un análisis de transformación con un difractómetro de rayos X, con una radiación $CuK\alpha$, con un barrido de 2θ entre 25° y 35° , con un Paso de $0,03^\circ$ y una velocidad de 1seg. por paso. La cuantificación de la fracción volumétrica de la fase monoclinica se calcula a partir de las intensidades de los picos monoclinicos y el pico tetragonal (Garvie R. C. y Nicholson, P. S. ,1975a,b)(Toraya, et al. ,1984).

El endurecimiento inducido por la transformación se deriva de dos mecanismos diferentes. Por un lado, una transformación local espontánea de la fase tetragonal, en la fase monoclinica puede desencadenar la formación de microgrietas finas, causadas por el mayor volumen de la forma cristalina monoclinica. La grieta que se extiende se agota en estas microgrietas o se desvía a las partículas de zirconia. Por otro lado, esta transformación también

puede ser inducida por las altas tensiones de tracción, que siempre están presentes en la punta de una grieta en expansión. Las tensiones de tracción reducen la presión de la matriz sobre las partículas de zirconia circundantes, lo que hace que la fase tetragonal se transforme en la fase monoclinica. El mayor volumen de la forma cristalina monoclinica en desarrollo conduce a su vez a un esfuerzo de compresión local en las puntas de la grieta. El crecimiento adicional de la grieta se dificulta por presión de los bordes de la grieta; Esto se conoce como comportamiento de transformación (Toshoh Corporation, 2014).

- Policristales de zirconio tetragonal de itrio (3Y-TZP): La forma más popular y frecuentemente utilizada comercialmente disponible en 2007 para aplicaciones dentales, (Manicone, et al. 2007). Se fabrica con microestructuras que contienen pequeños granos (0,2 a 0,5 mm de diámetro) dependiendo de la temperatura de sinterización, lo que evita el fenómeno de deterioro estructural o desestabilización en presencia de saliva, ralentizando el crecimiento de grietas subcríticas. Presenta baja porosidad y alta densidad (Kelly y Denry, 2007a,b) (Rojasvizcaya, 2011a,b).

En los años 2011, el material restaurativo 3Y-TZP, genero interés en la comunidad científica debido a que sus propiedades mecánicas eran consideradas las mejores jamás reportadas para cualquier otra cerámica dental (Mochales et al. 2011). Esto está relacionado con su tamaño de partícula pequeño y la expansión que acompaña la transformación de fase frente a una grieta en propagación.

Elemento Odontológico

Las propiedades más importantes de la zirconia son: su alta tenacidad, dureza, resistencia y módulo de Young, bio-compatibilidad, buena resistencia al desgaste y buena estabilidad química y dimensional, propiedades eficientes para la utilización de un material que resiste las funciones biológicas y masticatorias (Vichi et al., 2010) (Rueda et al., 2013).

Varios estudios han recomendado dejar de utilizar, restauraciones de núcleo de zirconio con porcelana, tomando en cuenta que la fractura de la cerámica de recubrimiento es un fenómeno complejo y existen teorías que

explican esta deficiencia, tales como: las diferencias en el coeficiente de expansión térmica entre la infraestructura y la supraestructura, las tensiones térmicas de enfriamiento residual y el diseño, entre otros factores (Swain 2009)(Zarone et al., 2010a,b)(Lemons et al., 2012). Tasas de fracaso clínico a largo plazo del óxido de circonio recubierto con astillado y / o delaminación son muy comunes (Monaco et al., 2017).

Fabricación de la zirconia 3Y-TZP

Las restauraciones se obtienen por CAD/CAM (diseño asistido por computadora / mecanizado asistido por computadora) y pueden ser producidos de acuerdo con dos técnicas diferentes: “mecanizado suave” de piezas en bruto preformadas o “mecanizado duro” de piezas completamente sinterizadas.

- Mecanizado suave: es el sistema de fabricación más difundido para 3Y-TZP, basado en el fresado de piezas en bruto, similar a la tiza (estado blanco) pre-sinterizadas, que luego se sinterizan completamente en una etapa final (HIP-ed). Tanto escáneres de contacto como escáneres sin contacto están disponibles. Después de escanear, en un marco virtual ampliado, es diseñado por sofisticados programas informáticos (CAD). A continuación, a través de un procedimiento de fresado CAM, se mecaniza un armazón con dimensión ampliada y controlada con precisión de la pieza en bruto (Volpato C.A.M. et al., 2011).
- Mecanizado duro: tiene la ventaja de un ajuste superior porque no hay contracción involucrada en el proceso, pero tiene la desventaja de la maquinabilidad inferior asociada con el desgaste de la herramienta. Además, la formación de microgrietas en el material durante el procedimiento de fresado podría deteriorar la durabilidad mecánica (Besimo C.E. et al. 2001). Debido a la alta dureza y baja maquinabilidad del Y-TZP totalmente sinterizado, el sistema de fresado tiene que ser particularmente robusto (Kelly y Denry, 2007 a,b). El material no pudo establecerse en el mercado debido a los largos tiempos de procesamiento y al alto desgaste de la herramienta. La mayoría de los fabricantes de sistemas CAD/CAM se han adaptado al procesamiento de

zirconia blanda. Las desventajas de estas versiones son los costosos hornos especiales para la sinterización posterior y las resistencias son relativamente más bajas (Stawarczyk et al., 2013).

El fabricante distribuye dos tipos diferentes de piezas en bruto de zirconia: teñidas industrialmente o sin teñir. Las restauraciones teñidas ya tienen un tono similar al de los dientes después del fresado y sinterizado. Para solucionar el inconveniente de las restauraciones de masa blanca se tiñen manual e individualmente con óxidos colorantes después del proceso de molienda y después se sinteriza. Para teñir, la estructura de poro abierto fresada se sumerge durante un corto período de tiempo en un líquido coloreado apropiado. Alternativamente, se pueden usar pinceles y se pueden pintar degradados de color equivalentes a líquidos de diferentes colores de diferente intensidad. El proceso de sinterización se realiza después de eliminar el exceso de color residual mientras aún está húmedo y secar la estructura (Zarone et al., 2010a,b).

Uso de la Zirconia Dental de acuerdo con sus propiedades.

Uno de los principales problemas que afecta la vida de las restauraciones es la fractura, en la actualidad buscamos diseños mínimamente invasivos con materiales que puedan soportar grandes fuerzas de masticación.

Con el hallazgo de nuevas técnicas para la obtención de una zirconia monolítica translúcida en fase tetragonal, a la cual ya no es necesario añadirle una cerámica de recubrimiento, destacando la ventaja clínica de la obtención de un material de grosor reducido, ofreciendo mayor resistencia con una estética muy aceptable, debida a la implementación de protocolos de caracterización por tinción, añadiendo colorante o maquillaje, para darle el color deseado de acuerdo a las características que presenten los pacientes, así mismo también se tienen disponibles zirconias ultra-translucidas, multicapa, con mapa de colores, para competir con los sistemas convencionales (Vagkopoulou, et al. 2009). Los sistemas más representativos

son: UP CERA, naturaZir 3Y-TZP100 confeccionada por ideas dentales, la zirconia Vita YZ HT, ZenoStar pure, la zirconia LavaPlus HT de 3M o la zirconia Prettau Zirkonsahn, Saggemax NexxZr.

Las aplicaciones de Zirconia parecen consolidar una posición bien establecida en odontología clínica, debido a las mejoras en la tecnología CAD/CAM y a las propiedades físicas excepcionales del material (Ali 2014).

Los investigadores dentales se centran más a menudo en la Y-TZP, se ha reportado que presenta excelentes propiedades mecánicas como su alto módulo elástico, alrededor de 200Gpa, resistencia a la flexión biaxial en el rango de 700-1400Mpa y tenacidad a la fractura de 4.4-6.5 Mpa \sqrt{m} (Zhao et al. 2015) (Zhang et al. 2015).

Sin duda se demuestra que el desarrollo de zirconia policristalina tetragonal estabilizada con itria (Y-TZP) con alta resistencia y translucidez podría ampliar significativamente las indicaciones clínicas de las restauraciones de zirconia monolítica (Tostes et al. 2017a,b).

Esfuerzos simples en elementos mecánicos

La interacción mecánica entre cuerpos a través de sus fronteras (superficies) genera efectos internos en ellos que podrían deteriorarlos. Esta conjetura está catalogada como un fenómeno físico no lineal de contacto, donde están involucradas las áreas de contacto (fronteras) y las cargas a transmitir, y puede considerarse una fuerza de fricción entre las fronteras. Tal modelo físico compagina adecuadamente con la interacción de piezas dentales al momento de comer alimentos. Entender el fenómeno requiere establecer la relación lógica entre los conceptos de estado y forma geometría de los cuerpos (sólidos, líquidos, gases), cargas (fuerzas), deformación, restricciones o condiciones de frontera, y tipo de material (ecuación constitutiva). En base de tales conceptos podemos definir y cuantificar aproximadamente el estado de esfuerzos (efecto interno) en un elemento

mecánico y en consecuencia su comportamiento estático y dinámico (Beer/Johnston, 2012).

De acuerdo con lo anterior, el contacto entre cuerpos a través de sus fronteras define los efectos simultáneos de fuerza, esfuerzo (stress) y deformación (strain). Dependiendo del tipo de interacción entre cuerpos y su duración, podemos establecer si se generan cargas estáticas o dinámicas puntuales (ideales), distribuidas (uniformes, triangulares, etc.), pares torsionantes, momentos flexionantes, etc. Así mismo, para que puedan generarse esfuerzos en un cuerpo sólido deformable o elemento mecánico, se deben de aplicar simultáneamente cargas y zonas de restricciones (apoyo simple, empotramiento, articulaciones, etc.); generalmente son restringidos los desplazamientos y los giros en cualquier dirección (Singer and Pytel, 1994).

Tenacidad (toughness) y Resistencia o Tenacidad a la Fractura (Fracture toughness)

Un tópico importante para los materiales odontológicos es la fractura o rotura del material, este fenómeno consiste en la aparición de grietas en los defectos presentes en el material (inhomogeneidad) y posteriormente la propagación de estas, dependiendo de la longitud de las grietas se genera la fractura. La mecánica de la fractura es la disciplina que provee las bases y la metodología para el diseño y evaluación de componentes agrietados, partiendo del hecho de que los materiales tienen defectos. Las teorías fundamentales de la mecánica de la fractura de Griffith (1921), Irwin (1978), Paris (1961), etc., tienen el objetivo primordial de determinar las combinaciones críticas de tres variables relativas a un elemento mecánico o estructura: el esfuerzo aplicado, el tamaño de los defectos que contiene y la tenacidad a la fractura del material.

Desde el punto de vista del comportamiento mecánico de los materiales, se identifican dos tipos de fracturas, dependiendo del tipo de grieta y de la cantidad de deformación plástica antes del colapso. En los materiales frágiles la grieta se propaga aceptando pequeñas deformaciones y con muy poca o casi nula deformación plástica, el material es incapaz de frenar la

propagación y se produce una fractura inestable o catastrófica (colapso). En contraste, los materiales dúctiles tienen la etapa inicial de deformación elástica, después aceptan mucha deformación plástica y posteriormente colapsan, esto es debido a que la propagación de las grietas a menudo es estable, es decir, se requiere aumentar la fuerza aplicada para que la fisura siga extendiéndose sin detenerse. Tradicionalmente, se ha dado mayor atención a la fractura frágil debido a que es súbita, catastrófica, y ocurre por debajo de las condiciones de servicio (esfuerzos de trabajo o condiciones de funcionamiento).

En la mayoría de los materiales cristalinos frágiles, la propagación de la grieta se debe a la rotura sucesiva de enlaces atómicos a lo largo de planos cristalográficos, proceso que se denomina descohesión o clivaje. En materiales no cristalinos, tales como vidrio y polímeros amorfos, la rotura puede producirse de forma análoga, aunque lógicamente no sigue direcciones cristalográficas pues éstas no existen. En materiales cerámicos con enlaces iónicos y covalentes el clivaje es un mecanismo de fractura frecuente. Los materiales cerámicos contienen un número muy elevado de microfisuras de tamaño y orientación variables, esto da lugar a una dispersión notable en los valores de resistencia medidos en probetas nominalmente idénticas. Por este motivo, la resistencia de los materiales cerámicos suele describirse mediante la estadística de Weibull.

En el caso de los metales la fractura ocurre comúnmente por uno de los siguientes mecanismos: *a)* Fractura dúctil, *b)* Descohesión transgranular (clivaje), *c)* Fractura intergranular. El clivaje es observado en metales de estructura cristalina cúbica centrada en el cuerpo (BCC, *Body-Centered-Cubic*) y en estructura cristalina hexagonales (HCP), pues sus redes cristalinas ofrecen una mayor resistencia al movimiento de dislocaciones y tienen un número limitado de sistemas de deslizamiento activos, en contraste, rara vez aparece en metales con estructura cristalina cúbica centrada en las caras (FCC, *Face-Centered-Cubic*), los cuales poseen un gran número de sistemas de deslizamiento. En la fractura intergranular la propagación de la grieta ocurre a lo largo de los bordes de grano (superficie de separación entre dos cristales

de un mismo grano policristalino). Este tipo de rotura se produce normalmente como consecuencia de algún fenómeno que ha debilitado o fragilizado los bordes de grano (por ejemplo, corrosión, precipitación de fase frágil, fragilización por hidrogeno, etc.). La microestructura de los materiales está formada por muchos granos (material policristalino) y un grano es una porción del material dentro del cual el arreglo cristalino es idéntico y con una orientación diferente.

Finalmente, existe un gran número de materiales que a temperaturas altas o velocidades de deformación pequeñas se deforman plástica o viscoplásticamente, pero que a bajas temperaturas o velocidades de deformación elevadas muestran fractura frágil. Este comportamiento es exhibido por metales con estructura cristalina BCC (body cubic center), polímeros en estado vítreo, vidrios y sales iónicas.

La consecuencia inmediata de la aplicación de cargas en un cuerpo sólido es la aparición de esfuerzos, el esfuerzo es la reacción interna y causa las deformaciones, y cuando el cuerpo ya no puede deformarse más sobreviene la fractura. La forma de estimar la energía absorbida por la deformación y/o la energía liberada al fracturarse el cuerpo, está fundamentada en los modelos físicos de los gradientes de esfuerzos y deformaciones en la punta de la grieta (zona de concentración de esfuerzos). Dependiendo de la contundencia del modelo, este nos ayudara a pronosticar la resistencia residual en base de factores de intensidad de esfuerzos.

El factor de intensidad de esfuerzos (K_I), es el parámetro que define la magnitud de los esfuerzos en la punta de la grieta si la deformación en el cuerpo es elástica. El valor crítico de este factor es conocido como tenacidad a la fractura (K_{IC}), las unidades de este factor son Mpa por (m)^{1/2} o Kpsi por (in)^{1/2}. Este valor está relacionado con un estado de deformación plana y el tipo de fractura modo uno (en la fractura modo I, la dirección de la abertura de la grieta es perpendicular al plano de la fractura). La determinación experimental del factor K_{IC} puede ser calculado o medible por pruebas de laboratorio normalizados establecidas por distintas sociedades

internacionales. De las normativas existentes, la ASTM E 399 (2014) es la más conocida y de más extensa utilización.

Un cálculo aproximado de K_I puede ser obtenido en base de la siguiente expresión,

$$K_I = \sigma\sqrt{\pi a}$$

donde, “ σ ” es el esfuerzo de tensión uniaxial perpendicular a la longitud de la grieta “ a ”.

La relación entre tales coeficientes puede ser usado como factor de seguridad,

$$n = \frac{K_{IC}}{K_I}$$

Es importante distinguir las diferencias conceptuales entre K_I y K_{IC} . El factor de intensidad de tensiones K_I es función de la carga aplicada y de la configuración definida por la fisura (tamaño, orientación, etc.), la muestra (geometría y dimensiones) y el modo de sollicitación. De esta manera, el valor de K_I puede variar de una configuración a otra. Sin embargo, su valor crítico, K_{IC} (bajo condiciones de deformación plana), es esencialmente constante para cualquier configuración que involucre al mismo material. Asimismo, la energía disponible para la fractura (G) cuantifica la variación en energía mecánica que acompaña a un incremento en la longitud de una grieta, por lo tanto “ G ” describe un comportamiento global, en tanto que K_I es un parámetro local.

Debido a las dificultades experimentales para determinar la resistencia a rotura de materiales frágiles mediante ensayos de tracción, se suele recurrir a metodologías alternativas como los ensayos de flexión. Estos factores hacen que los ensayos de impacto sobre probetas entalladas sean los más utilizados para determinar la susceptibilidad de los materiales a la fractura frágil. Los dos tipos de probetas estandarizadas para ensayos de impacto son las Charpy y las Izod (ASTM E23, 2014), siendo las primeras las más utilizadas.

Cuando el proceso de fractura va acompañado de deformación elástica y plástica, el parámetro más adecuado para caracterizar la resistencia a fractura en presencia de fisuras es la integral J , de igual manera, el valor crítico de este factor es conocido como tenacidad a la fractura elastoplástica

(J_{IC}) y se puede obtener experimentalmente en base de la norma ASTM E 813 (2014). Desde un punto de vista físico, la integral J es el balance de energía en la zona de la punta de la grieta, tal balance está definido entre el trabajo suministrado por el esfuerzo actuando sobre la superficie de una trayectoria cerrada hipotética (zona de influencia del concentrador de esfuerzos en la punta de la grieta) y la energía de deformación en la zona de influencia.

Obviamente, en el caso de un material elástico, el cálculo de “ J ” es directo, ya que es igual a “ G ” (energía disponible o rapidez para liberación de energía en la fractura). En algunas ocasiones el valor de J puede determinarse aproximadamente a partir de la curva carga-desplazamiento obtenida experimentalmente (Rice, 1968).

Factores que afectan la zirconia (Y-TZP)

Temperatura de sinterización

El tamaño del grano influye en las propiedades mecánicas de la zirconia 3Y-TZP, mientras que los períodos de alta temperatura y sinterización más largos producen tamaños de grano más grandes y posteriormente disminuyen las propiedades mecánicas debido a los grandes tamaños de los poros (Deville, et al. 2004).

Diferencias en el procesamiento de zirconia (por ejemplo, temperatura y tiempo) puede afectar a la microestructura del material y por lo tanto su resistencia (Chevalier 2006).

Miyazaki T. et al. (2009) concluyeron que la temperatura de sinterización final se encuentra entre 1350°C y 1550°C. Este procesamiento reduce el nivel de tensión presente y evita la transformación de la fase tetragonal a monoclinica, lo que conduce a una superficie final prácticamente libre de la fase monoclinica.

• **Manufactura y procesamiento**

Las propiedades mecánicas de la Y-TZP dependen no sólo de la microestructura, sino también de los defectos presentes en los polvos de partida o defectos inducidos durante la manufactura (Piconi y Maccauro 1999a,b).

Muchas prótesis dentales fallan debido a los defectos de procesamiento introducidos durante la fabricación y antes de la instalación (Manuscript 2011).

El evaluar los cambios en el color y la carga de fractura de material de zirconia cuando se somete a líquido colorante antes de la sinterización ha sido de gran importancia ya que la estética y el éxito a largo plazo de la restauración son altamente dependientes de este procedimiento. (Inokoshi et al. 2014). Estudios demuestran la importancia de seguir las instrucciones del fabricante para colorear zirconia con líquidos colorantes, el tiempo prolongado de coloración, influye no sólo en la significativa disminución de la resistencia a la fractura, sino también el color del material (Orhun 2017).

• **Efecto de tensión residual inducida térmicamente**

Están vinculadas a la alta prevalencia de astillamiento o agrietamiento observada en ensayos clínicos de prótesis ZrO₂ (Smith CT, et al.1989). Al enfriar las coronas de núcleo de circonio, sería directamente proporcional a la magnitud de las tensiones residuales construidas dentro de las capas (Belli et al. 2014). Problema que se evita con las coronas monolíticas de circonio debido a la ausencia de bicapa (entre el núcleo y la capa).

• **Envejecimiento**

Durante el uso clínico, la zirconia monolítica Y-TZP está en constante contacto con la saliva, expuesto a la masticación y la carga de la dieta personal. (Kobayashi, Kuwajima, and Masaki 1981). Dicho entorno hace que la zirconia sea susceptible al fenómeno de degradación a baja temperatura(LTD) conocido como envejecimiento (Chevalier 2006). La

formación progresiva y espontánea de la fase tetragonal en monoclinica, cuando el material se expone a la humedad a lo largo del tiempo a bajas temperaturas da lugar a la degradación de las propiedades mecánicas de Y-TZP (Piconi y Maccauro 1999).

Las observaciones experimentales sobre envejecimiento fueron resumidas por Yoshimura (1988) y Swab (1991):

- La degradación procede más rápidamente a temperaturas de 200-300°C y es tiempo dependiente, considerada la temperatura más crítica para el desarrollo de envejecimiento.
- La degradación es causada por la transformación tetragonal-monoclinica acompañada por micro y macro fisuración. Los efectos del envejecimiento son la reducción de la fuerza, la dureza y la densidad, y un aumento en el contenido de fase monoclinica.
- La transformación progresa desde la superficie hacia el interior de la muestra. La degradación de los lazos mecánicos adecuados, debido a la transición Tetragonal-monoclinica se lleva a cabo con micro y macro fisuración del material (Sato y Shimada 1985a,b).
- El agua o el vapor de agua potencia la transformación.
- Disminución del tamaño de grano y aumento del contenido de estabilizador retarda la transformación.

Una transformación Tetragonal-monoclinica, lenta ocurre cuando Y-TZP está en contacto con agua o vapor (Sato y Shimada 1985a,b), fluido corporal o durante la esterilización por vapor lo que lleva a daños superficiales.

La degradación superficial del material durante el envejecimiento a baja temperatura implica desgaste, microgrietas, extracción de grano, generación de desechos de partículas y posible fallo prematuro; Ocurre principalmente en la superficie, que originalmente es compuesto por granos tetragonales densamente sinterizados que se transforman en granos monoclinicos, lo que implica un aumento del volumen de grano del 3-5%, creando micro defectos en la superficie. Con la progresión de LTD en profundidad, también existe la degradación de la resistencia mecánica del material. La microestructura y composición química y cristalina de la zirconia definen su susceptibilidad a LTD: los granos tetragonales más grandes son

críticamente susceptibles a LTD, mientras que las zirconias que contienen granos cúbicos son más estables (Guilardi et al. 2017).

Se afirmó que el efecto beneficioso de aditivos como TiO_2 , Fe_2O_3 y Al_2O_3 depende de su cantidad. Una pequeña cantidad de alúmina distribuida homogéneamente (<0,5% en peso) puede disminuir la susceptibilidad de LTD de 3Y-TZP. Por lo tanto, el ZrO_2 dental comercialmente disponible se dopa comúnmente con 0,25% en peso de alúmina, su superficie es decisiva para la resistencia a la fractura de estas cerámicas (Gogotsi et al. 2010).

Dos métodos para inducir LTD: (1) autoclave hidrotérmal acelerado, envejecimiento: tradicionalmente utilizado para evaluar la transformación de fase de zirconia, pero con relevancia clínica limitada; y (2) termociclado, que es un método de envejecimiento ampliamente utilizado para una evaluación clínicamente relevante de la degradación de diversos materiales dentales; sin embargo, se sabe poco sobre su efecto sobre el LTD de la zirconia.

Para el estudio de transformación, o de fases cristalinas se examina con un difusor de rayos X; ractómetro (XRD) con Lynxeye, detector a 40 Kv y 40 Ma con radiación de Cu K, el rango de temperatura fue de 10° a 70°c con un tamaño de paso de 0.02° y un tiempo de conteo de 1seg. (Gautman et al 2016).

- **Desgaste y Ajuste**

A pesar de los avances significativos en la precisión y la adaptación externa e interna del CAD / CAM (diseño asistido por computadora / mecanizado asistido por computadora) en la práctica clínica, el ajuste final de las restauraciones indirectas aún es necesario para mejorar el ajuste preciso, adaptación marginal y los contactos oclusales con el antagonista (Pereira et al. 2016) (Zucuni et al. 2017a,b). Se ha encontrado una fuerte correlación entre la resistencia a la flexión y la gravedad del daño superficial y subsuperficial, como lo indica la rugosidad de la superficie (Rudolph et al. 2004) (Zhang et al. 2004)

Estos ajustes se pueden realizar con fresas de diamante, piedras abrasivas e idealmente deben ir seguidas de pulido cuidadoso de la superficie

con una secuencia de impregnado de diamante y fresas de caucho con abrasividad decreciente. Durante el mecanizado, la dirección de rotación de la herramienta, la nitidez y el número de granos activos en la herramienta diamante parecen ser determinantes muy importantes de las propiedades superficiales del material (Rudolph et al. 2004). Cuando la superficie de la zirconia se desgasta durante las fases de prueba y ajuste, se introducen defectos; y ocurren algunas transformaciones de fase (tetragonal→monoclínica), inducida por tensiones mecánicas de la molienda y procedimientos de pulido. Las fracciones de fase tetragonal y cúbica y los tamaños de grano tetragonales son factores clave que definen la susceptibilidad de la zirconia a la transformación de fase (Zhang et al. 2013^{a,b})

Bajo la superficie de contacto, el desgaste genera tensiones de compresión predisponiendo la formación o la propagación de microgrietas superficiales, promoviéndose el daño superficial y subsuperficial. La fase encontrada después del desgaste es llamada Zirconia romboidal; El mecanismo responsable de este daño es la extracción del grano debido al incremento volumétrico y la formación de micro cráteres después de la transformación de la fase (Denry y Holloway 2005).

- **Pulido**

El proceso de pulido produce marcas o ralladuras superficiales que inducen tensiones residuales en el material. Según el tipo y la cantidad de estas tensiones, el pulido puede conducir al desarrollo de una capa de tensión superficial compresiva (Deville et al. 2006).

Pulido fino después del desgaste puede eliminar la capa compresiva de la fase monoclínica de la superficie y reducir la gravedad y la cantidad de defectos superficiales (Luthardt et al. 2002).

Para el análisis de características de la superficie o de rugosidad superficial, comúnmente se utiliza un perfilómetro, que debe ser calibrado de acuerdo con las recomendaciones del fabricante, un tramo de 2,5mm en la superficie, en una velocidad constante de 0,5mm/s, con una longitud de corte de 0,25mm para maximizar la filtración de ondulación de la superficie, con una

rotación de 45° utilizando como el valor Ra para cada muestra (De Souza et al. 2020a,b).

- **Arenado o sandblasteado**

Este proceso consiste en la aplicación de un chorro de arena a alta presión que se utiliza para limpiar o desgastar una superficie de un material por el efecto abrasivo de la arena al chocar con dicha superficie. Los procedimientos con protocolos de arenado o abrasión con la deposición de partículas de Al₂O₃ cubierto con óxido de sílice (SiO₂) son cruciales para aumentar la adhesión en la superficie interna de la corona; Algunos autores han reportado una mejoría en la fuerza de adhesión de la zirconia, pero otros aseguran que no hay efecto alguno. Esta diferencia se puede deber a que el efecto del arenado sobre la superficie de la zirconia varía con el tipo, tamaño y presión de inyección de las partículas abrasivas y por la transformación de fase que pueden provocar (Miyazaki et al. 2013).

Un problema del uso de estas técnicas sobre la zirconia es la probable creación de microfracturas. Estos tratamientos actúan como sitios iniciadores de grietas que pueden disminuir la resistencia a la fractura aparente del material. El tratamiento superficial puede producir defectos por esfuerzos compresivos que sobrepasan la capa superficial, los cuales actúan como sitios de iniciación de grietas, lo que resulta en una reducción de la resistencia debido a un cambio de fase de monoclinica a tetragonal en la superficie (Zhang et al. 2013a,b).

Por revisión bibliográfica actualmente, los parámetros recomendados de arenado son: presión 1bar (14,5 psi), tamaño de partícula ≤ 50µm, distancia entre la boquilla y la superficie de aproximadamente 10mm (Stawarczy et al., 2017a,b).

Clasificación de la zirconia

Es fundamental que el material se vuelva más translúcido y, por lo tanto, más agradable estéticamente en términos visuales. Actualmente hay tres formas diferentes de producir zirconia translúcida, 3 generaciones de materiales policristalinos (Zhang y Lawn 2018a,b) (Stawarczy et al., 2017a,b).

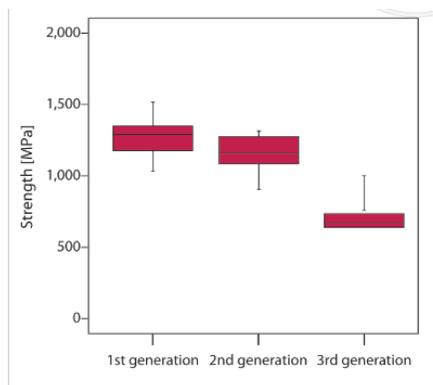
Primera generación (3Y-TZP): La zirconia convencional tetragonal parcialmente estabilizada se desarrolló hace más de 15 años. Si se modifica la temperatura de sinterización se vuelve más translúcida, en general, se puede afirmar que temperaturas de sinterización de 1600°C en adelante conducen a una disminución de la resistencia a la flexión (Stawarczyk et al. 2013) por su comportamiento negativo con respecto a la resistencia y más particularmente a la estabilidad a largo plazo, la primera generación monolítica de zirconia no logró establecerse.

Segunda generación, (zirconio parcialmente estabilizado PSZ): Las temperaturas de sinterización son ahora inferiores a 1600°C para todos los trabajos con zirconia. Modificación a nivel molecular que da como resultado circonio de segunda generación (3Y-TZP). De 2012 a 2013, se introdujo, el número y tamaño de grano del óxido de aluminio (Al_2O_3) en un intento de producir circonio con aceptable translucidez (más estética para su uso como restauraciones monolíticas de contorno completo), exhibiendo una composición y un comportamiento mecánico similares a los de primera generación, pero con un número y tamaño de grano reducidos (Stawarczy et al., 2017 a,b). Respecto a su comportamiento mecánico presenta alta carga hasta el fallo (Pereira et al. 2019), debido al mecanismo de endurecimiento generado por la transformación de fase (t-m) (Chevalier et al. 2009).

Tercera Generación (zirconio totalmente estabilizado-FSZ): Modificación de la estructura cristalina que da como resultado zirconia de tercera generación (5Y-TZP) en 2015, fue desarrollado aumentando el contenido de itria (9,3% en peso 5% en moles, o incluso 12% en volumen en algunos) tamaño de grano reducido que aumenta la cantidad de fase cúbica ©

(hasta 53%), con una estructura mixta cúbica/tetragonal. Los cristales cúbicos exhiben mayor volumen que los granos tetragonales y también son más isotrópico, mejorando así la translucidez (Stawarczy et al., 2017; Zhang y Lawn, 2018a,b). Este enfoque mejoró significativamente la translucidez del material, sin embargo, la resistencia y la tenacidad a la fractura disminuyeron porque la zirconia estabilizada en la fase cúbica no se somete a la fase de transformación (Tong et al. 2016). Promete ser resistente al envejecimiento hidrotermal (Zhang y Lawn 2018a,b). Una desventaja es la tenacidad a la fractura potencialmente más baja del material debido a la estabilización cúbica / tetragonal. Sin embargo, en la actualidad apenas existe literatura científica independiente sobre este tema.

Se recomienda el óxido de circonio de primera y segunda generación, debido a su alto valor de resistencia (ISO 6872), como material de restauración para prótesis parciales fijas de unidades múltiples. El óxido de circonio de tercera generación, por el contrario, tiene los valores de resistencia significativamente más bajos.



Resistencia a la flexión de las diferentes generaciones
QUINTESENCE INTERNATIONAL Stawarczyk et al.

En consecuencia, se recomienda el óxido de circonio de tercera generación solo para coronas anteriores unitarias. La gama de indicaciones se refiere predominantemente a restauraciones monolíticas, que también pueden recubrirse con carillas convencionales porque el coeficiente de expansión térmica (CTE) se ha mantenido constante.

Debido a que las diferentes generaciones de zirconio difícilmente pueden distinguirse en el estado de “cuerpo blanco”, es muy importante que los técnicos dentales sepan cual es el material que se está utilizando y el rango de indicación.

ANTECEDENTES

El empleo de la cerámica de zirconia como material estructural avanzado se basa en la capacidad de retener la fase tetragonal metaestable a temperatura ambiente y, en la capacidad de transformarla bajo tensión en los puntos cercanos a la punta de una grieta. (Garvie, R. C. y Nicholson, P. S. 1972).

Kobayashi y colaboradores, (Kobayashi et al. 1981) informaron sobre el fenómeno de envejecimiento de la cerámica de zirconio observaron que 4.5 a 6.0 mol% de Y_2O_3 a 1400°C, no presentan anomalías de estructura, concluyeron que sinterizas 8.0mol% Y_2O_3 a 1700°C se provoca el agrietamiento completo en la estructura, transformaciones de fase de la superficie y propiedades mecánicas deterioradas.

Por su parte Lawson (1995) hace un análisis de lo publicado respecto a envejecimiento en el zirconio, llamando la atención a las contraindicaciones de las teorías publicadas, concluye que los estudios dependieron de las variables materiales y de las condiciones de los ensayos. La evidencia experimental de degradación hidrotermal está bien documentada y existen composiciones y condiciones bajo las cuales el envejecimiento no ocurre.

En concordancia a los estudios de la misma época, Shimizu et al. (1993) también investigaron los cambios de envejecimiento dependientes del tiempo en el zirconio. Los autores probaron muestras de zirconio colocados en solución salina a una temperatura de 50°C y 95°C durante 3 años y en agua destilada a 121°C durante 2000 horas. Estas investigaciones confirmaron que el zirconio no experimentó cambios sustanciales en la resistencia a la flexión, incluso después de 30 meses de tratamiento con LTD (degradación a baja temperatura).

En el estudio de Casellas et al. (2001) se observó que el envejecimiento adicional llevado a cabo a 1450 ± 1550 °C sobre los materiales YTZP/PSZ desarrollados, dirigidos a aumentar la transformabilidad de los precipitados tetragonales, no promueve ningún aumento adicional en la tenacidad a la fractura.

El estudio realizado por Harry P. Papanagiotou (2006) los tratamientos de “acabado” no tuvieron efectos negativos significativos sobre las resistencias a la flexión. Las resistencias de flexión media oscilaron entre 796,7 y 950,2 Mpa. Sin embargo, menciona que, bajo condiciones clínicas, en las que el material se expone a tensiones mecánicas térmicas y cíclicas en un entorno acuoso químicamente activo durante periodos prolongados de tiempo, la estabilidad de la cerámica Y-TZP utilizada puede ser problemática.

Se retoma la mención de Papanagiotou, en el ensayo llevado a cabo por Tinschert & Schulze, (2006) argumentando que la vida útil depende de la presencia de grietas accidentales y su propagación gradual en las condiciones de la cavidad bucal, en su ensayo evalúan la resistencia a la fractura mediante test de flexión en cuatro puntos de las cerámicas In_Ceram Alumina (Vita), In_Ceram Zirconia (Vita), Zirconia TZP HIP y no HIP (Metotix,) y Zirconia TZP_A (Metotix), observan como la probabilidad de fractura de las cerámicas de zirconia con un contenido de óxido de alúmina de 0,25% en peso ,aumenta un 50% cuando se les somete a envejecimiento de un año. Consideran una alta susceptibilidad al crecimiento de grietas subcríticas en un ambiente húmedo.

Años más tarde Garmendia et al. (2011), soportaron la teoría de Tinschert y Schulze, mencionando, que el principal inconveniente de Y-TZP es su falta de estabilidad: es propenso al envejecimiento, especialmente bajo atmósfera húmeda, el aumento de la resistencia al envejecimiento de Y-TZP condujo a la disminución de la tenacidad y la resistencia a las grietas.

Aunque LTD aumenta la fase monoclinica, resultando en una menor resistencia, la resistencia a la fractura de las coronas de zirconia monolítica

era todavía suficiente para soportar las condiciones de carga en las regiones molares (Nakamura et al. 2015).

Un avance significativo en el protocolo de tratamiento a la zirconia, fue con la recomendación de la abrasión de partículas aerotransportadas (SBG) y el recubrimiento de sílice (TSCG) como los tratamientos de superficie estándar para las cerámicas de zirconio y agentes de cementación para mejorar su unión (Antonio, et al. 2006).

Con los estudios de Marion (2008a), se observa que los granos de zirconia tetragonal divididos y la zirconia monoclinica preexistente en las superficies desgastadas y con chorro de arena impedían la propagación de la transformación controlada por difusión durante el envejecimiento posterior. Contrario a lo observado con el rectificado dental a una alta velocidad de rotación, ya que, disminuyó la resistencia media; El chorro de arena, en contraste, dio como resultado un refuerzo superficial y una supervivencia sustancialmente mayor. Sin embargo, en todos los grupos ensayados, se obtuvieron valores de resistencia a la sobrecarga inferiores al 10-15% cuando se ensayaron en saliva artificial, en comparación con muestras secas, lo que implica que la corrosión asistida por estrés juega un papel importante en el comportamiento de fatiga de la zirconia; Cabe mencionar, que los registros de la teoría sobre el arenado a la zirconia, se tiene desde 1999, cuando observaron que el desgaste puede conducir a una degradación sustancial de la resistencia y una fiabilidad reducida de los elementos prefabricados de zirconio, por lo que es sugerida una limpieza con arena de la superficie, ya que puede proporcionar una potente técnica para fortalecer el Y-TZP en la práctica clínica (Oblak et al. 1999).

Wang y colaboradores, marcan la pauta de utilización para el arenado en zirconia, informaron que el pulido con partículas de 50micras de Al_2O_3 dio como resultado un aumento de la resistencia de la cerámica Y-TZP, al usar 120micras Al_2O_3 se debilita el material. Sin embargo, señaló que el pulido con partículas de 50micras de Al_2O_3 no es eficaz para aumentar las irregularidades

en la superficie de cerámicas de núcleo densamente sinterizadas para promover la fuerza de unión a agente de fijación de resina. (Wang, et al. 2008,2010)

Karakoca et al. (2009), no encontraron diferencias significativas en pruebas de arenado, en la comparación de muestras desgastadas con fresas de diamante y utilización de chorro de arena después de molienda durante 15seg. con partículas de Al₂O₃ (tamaño de partícula 110micras), a una presión de 4bar, a una distancia de 30mm de la punta de la unidad de chorro de arena, sin embargo, se reconoce mayor resistencia de las muestras pulidas con arenado.

Más tarde, en un estudio realizado, por (Camila y Nieto 2014) de estructuras monolíticas, independientemente de la marca comercial, afirman que los tratamientos de superficie no afectan significativamente el comportamiento de la zirconia.

En un estudio del 2018 realizado por Botelho se concluye que la zirconia dental triturada en seco con fresas de carburo de tungsteno tiene una superficie defectuosa. Estos defectos pueden eliminarse y restaurarse mediante abrasión con partículas de aire, se debe advertir el uso de fresas de carburo de tungsteno para desgastar zirconia dental, el desgaste con fresas de diamante no debilita la zirconia, pero requiere un pulido adicional, no se detectó transformación de fase (Botelho et al. 2018).

Se ha demostrado con estudios, que las transformaciones de fase pueden ocurrir debido a la baja degradación de la temperatura y/o estrés mecánico que ocurren en la cristalografía de zirconia después de las simulaciones de ajuste clínico; Sin embargo, se informó de que el desgaste con fresas de diamante grano fino, no promueve un aumento en la fase monoclinica. (Kosmac 2017) (Srikanth et al. 2015)

Kosmač et al. (1999) demostraron que un pulido en seco aumenta la temperatura superficial que excede la necesaria para crear la transformación de fase monoclinica (m) a fase tetragonal (t) lo que contribuye a la creación de defectos profundos y a la pérdida de valores de propiedades mecánicas (Rauchs G, et al. 2001).

En un estudio realizado por Yoon Huh, et al. (2016) donde evaluaban diferentes sistemas de pulido se confirmó que, ni el pretratamiento que simula un ajuste oclusal ni la serie de procesos de pulido causaron transformaciones de fase dentro de las muestras de zirconia. Los mejores sistemas de pulido D&Z, EVE, Star y Meisinger, exhibieron valores de rugosidad superficial significativamente más bajos que los grupos Cera y DFS. No se observó una diferencia significativa en el rendimiento para diferentes tiempos de pulido.

Algunos investigadores (Keuper, et al, 2014)(Tostes, et al, 2017a,b) han expresado su preocupación por el envejecimiento o LTD de zirconias translúcidas asociado con la transformación espontánea de la fase tetragonal metaestable a la fase monoclinica, la transformación inicial da lugar a transformaciones espontáneas adicionales en granos adyacentes debido a que el aumento volumétrico hace hincapié en estos granos, que se asocia con rugosidad superficial y microfisuración en la superficie.

Generalmente se promueve la disminución de la resistencia y el aumento de la rugosidad de las cerámicas Y-TZP. Sin embargo, el uso de una herramienta de rectificado que permite una mayor exactitud del movimiento (es decir, piezas de contra-ángulo acopladas a turbinas de velocidad lenta), el tamaño de grano pequeño ($50\mu\text{m}$) y el uso de refrigerante en abundancia parecen ser los principales factores para disminuir el defecto y permitir la aparición del mecanismo de transformación de endurecimiento, disminuyendo el riesgo de impacto perjudicial sobre las propiedades mecánicas de Y-TZP (Pereira, Fraga, et al. 2016).

En otro estudio Pereira y Silvestri (2016), notaron que tanto el envejecimiento en autoclave durante 20h (LTD) como el desgaste, mostraron que no eran perjudiciales para las propiedades mecánicas de la cerámica Zirlux FC Y-TZP. Sus resultados coincidieron con otro de sus estudios, observando que, ningún método de envejecimiento promovía efectos perjudiciales tanto en las resistencias biaxiales a la flexión como en las fiabilidades estructurales (módulos Weibull). Por lo que el desarrollo de nuevas metodologías y la asociación entre los estímulos mecánicos y la degradación

hidrotérmica deben ser considerados para comprender mejor el mecanismo de degradación a baja temperatura (Pereira, Muller, et al. 2016).

Una revisión sistemática que evalúa el efecto de moler con herramientas de diamante sobre el comportamiento mecánico de PSZ (Pereira et al. 2016) mostró que la cantidad de transformación de fase (t-m) varía de 2 a 20% después de este procedimiento. Además, el pulido de circonio de segunda generación con instrumentos de diamante aumenta la resistencia que puede explicarse por el endurecimiento del mecanismo de transformación (un aumento de contenido monoclinico) (Zucuni et al. 2017a,b).

En el mismo año se realizaron procedimientos de superficie al zirconio utilizando una pieza de mano de turbina de aire a máxima velocidad (300.000 rpm). La muestra se molió a una fuerza de 100gr. esto se decidió debido a los resultados de un estudio de Siegel et al. (2017) que muestra que la carga presión (la carga distribuida en un área) utilizada por la mayoría de los dentistas fue de unos 100gr en la punta de la fresa. La duración de la preparación de la superficie siguió el período de tiempo utilizado por Kosmac et al. (30seg). Seguido de abrasión de alúmina (50 μ m) realizada en ángulo recto (es decir, 90°) a la superficie de la muestra desde una distancia de 1cm y una presión de 3bar por 15seg. Todas las muestras se pulieron con puntas de goma bajo una carga de 100gr durante 30seg. Con respecto a la rugosidad de la superficie, las muestras preparadas con agua refrigerante y fresas de grano grueso, parecían producir una superficie más rugosa en comparación con las muestras preparadas en seco, se observó que no hay presencia de la fase monoclinica, esto significa que la transformación de fase no se introduce mediante rectificado, (Ho et al. 2018).

En estudios recientes , se analiza el comportamiento con fresas de carburo de tungsteno (de 6 y 8 hojas) para rectificado, sin embargo, no se recomiendan para 3Y-TZP, debido a la reducción del 74% de la resistencia a la flexión biaxial y al daño microestructural observado(Miragaya et al. 2017) (Wang et al. 2020).

Con respecto a la zirconia de tercera generación(FSZ) mediante un aumento de la fase cúbica © el efecto de pulir con instrumentos de diamante las superficies, su comportamiento mecánico sigue siendo desconocido, particularmente si se considera que el rectificado introduce fuertes alteraciones superficiales y defectos, y este tipo de material no cambia de fase (sin mecanismo de endurecimiento), Zucuni et al. (2020), demuestran que se disminuye la carga de falla por fatiga.

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Se cuestiona el manejo y comportamiento mecánico de la zirconia, ya que se han presentado fallas documentadas relacionadas con la presencia de las condiciones bucales como son el envejecimiento de las restauraciones, las manipulaciones clínicas realizadas por el odontólogo especialista, como desgaste, pulido controlado, arenado y sinterización secundaria, el empleo adecuado de dichos procesos podrían causar degradación y transformación de la zirconia monolítica Y-TZP T (tetragonal, parcialmente estabilizada con itrio, translúcida) influyendo en la resistencia a la fractura.

Una vez que hemos analizado los artículos científicos y los resultados presentados, vamos a trabajar con la bioceramica Y-TZP fabricada por Sagemax Inc., fundada en 2006, aclarando que la elección, fue únicamente por facilidades en la obtención.

La gama de zirconia NexxZr ofrece la solución estética adecuada para diferentes casos dentales e indicaciones debido a la variedad de colores y los 3 grados diferentes de translucidez:

NexxZr S ofrece alta opacidad

NexxZr T ofrece resultados translúcidos

NexxZr + permite restauraciones altamente translúcidas

Se utilizó el disco W-98 (12 mm) NexxZr T (translucido) para el fresado dental con CAD / CAM (Roland, vhf, Wieland Zenotec, imesicore, etc.). El maquinado CAD / CAM para piezas dentales facilita el fresado y genera baja dureza (escala vickers) en estado crudo. Además, induce menos desgaste

para las herramientas y la máquina. Gracias al innovador proceso de fabricación y al procesamiento de polvo único, se garantiza la estabilidad del borde durante el proceso de fresado.

JUSTIFICACIÓN

La Utilización de diferentes materiales en la práctica clínica demanda un gran conocimiento y manejo del odontólogo, su correcta indicación, preparación y aplicación. Un material restaurador de prótesis fija, que presente el equilibrio entre los factores estéticos, biológicos, mecánicos y funcionales para poder asegurar el éxito del tratamiento. Todas estas características las aseguran tener las cerámicas de zirconia monolítica tetragonal parcialmente estabilizado con itrio, translúcida (Y-TZP T); Estudios demuestran la ventaja que presenta por su fase tetragonal que le da la translucidez que le faltaba sin afectar su resistencia a la fractura, se eligió una zirconia de segunda generación ya que equilibra, factores mecánicos y estéticos, sin embargo, hoy día, hay controversia en el manejo adecuado y la evidencia científica que existe, por esta razón surge el interés de realizar la presente investigación, comprobar, si al emplear los procesos de ajuste adecuadamente, se verá afectada la dureza del zirconio realizándole un desgaste y pulido controlado, para simular el ajuste de una restauración, someterlo a arenado y una cocción secundaria de estabilización así como envejecimiento en autoclave, para simular tiempo en boca.

Se deben conocer los valores reales del esfuerzo por flexión, comparando las condiciones y protocolos utilizados para el ajuste del zirconio. Hoy día disponemos de un amplio espectro de cerámicas con propiedades y aplicaciones muy diferentes en función de su composición química y proceso de síntesis. Por ello, a la hora de seleccionar el sistema cerámico, resulta vital conocer el comportamiento de estos materiales, analizando los requisitos básicos que se le pide a cualquier prótesis fija: propiedades mecánicas, precisión de ajuste marginal, estética y supervivencia clínica. Esta elección no debe ser delegada al técnico de laboratorio, sino que debe ser responsabilidad

del odontólogo, porque él es quien conoce y controla las variables que condicionan el éxito de la restauración a largo plazo.

Por lo tanto, en el propósito de esta investigación preliminar experimental a nivel macro, se tratará de validar el comportamiento mecánico cuasi estático de tal material en base de especímenes con tratamientos superficiales de ajustes (desgaste) similares a los que se elaboran en laboratorio y clínica.

HIPÓTESIS

HIPÓTESIS DE TRABAJO

El envejecimiento en autoclave, desgaste, pulido controlado y sinterización secundaria, causan la degradación y transformación de la zirconia monolítica Y-TZP T (tetragonal parcialmente estabilizada con itrio, translúcida) influyendo en la resistencia a la fractura.

HIPOTESIS NULA

El envejecimiento en autoclave, desgaste, pulido controlado y sinterización secundaria, no causan la degradación y transformación de la zirconia monolítica Y-TZP T (tetragonal parcialmente estabilizada con itrio, translúcida) y por tanto no influye en la resistencia a la fractura.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo general

Determinar si, el envejecimiento en autoclave, desgaste, pulido controlado y la sinterización secundaria causan la degradación y transformación de la zirconia monolítica tetragonal parcialmente estabilizada con itrio, translúcida (Y-TZP T), influenciando sobre la resistencia a la fractura.

2.2 Objetivos específicos

Comparar la resistencia a la fractura de la zirconia monolítica Y-TZP T expuesta a los diferentes tratamientos de superficie aplicados.

Comparar la resistencia a la fractura de la zirconia monolítica Y-TZP T con ambos sistemas de pulido utilizados.

Comparar las muestras que se les aplicó una cocción de estabilización posterior al desgaste y pulido realizado, con las muestras que no se sometieron a cocción de estabilización.

Comparar los valores de resistencia a la fractura, obtenidos con los diferentes tratamientos respecto a un grupo control y determinar diferencias estadísticamente significativas.

3. METODOLOGÍA

3.1 Sujeto experimental: Estudio experimental In Vitro

Se utilizaron 54 discos de zirconia monolítica Y-TZP T (Sagemax NexxZr T), en fase tetragonal se estabiliza añadiendo una pequeña cantidad de itrio, 4-6% molar (zirconia parcialmente estabilizada con itrio de segunda generación) dando como resultado una microestructura formada por $0,2 \pm 0,5$, 1m de diámetro medio de grano (*Figura 1*).

Se dividieron en 4 grupos: 3 experimentales 1 grupo control.

-GRUPO:A 18 discos, se aplicó desgaste y pulido profesional, subdivididos para

- g:A1 6 discos, sin aplicación de cocción de estabilización (sinterizado secundaria).
- g:A2 6 discos, sometidos a cocción de estabilización.
- g:A3 6 discos, bajo aplicación de arenado.

-GRUPO:B 18 discos, con desgaste y pulido NO profesional, subdivididos para

- g:B1 6 discos, sin aplicación de cocción de estabilización (sinterizado secundaria).
- g:B2 6 discos, sometidos a cocción de estabilización.
- g:B3 6 discos, bajo aplicación de arenado.

-GRUPO:C 9 discos fueron sometidos a desgaste y pulido profesional, aplicación de arenado y con posterior tratamiento de envejecimiento en autoclave.

-GRUPO:D 9 discos serán el grupo control sin ningún tratamiento.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Discos de zirconia de 20 mm de diámetro x 2 mm de grosor \pm .

Discos de zirconia con desgaste y pulido/con pulidores no especificados para zirconia.

Discos de Zirconia con desgaste y pulido/ con pulidores especificados para zirconio.

Discos manipulados, sometidos a cocción de estabilización.

Discos manipulados, pero sin cocción de estabilización.

Discos manipulados con desgaste y pulido, con posterior tratamiento de arenado.

Discos bajo envejecimiento en autoclave.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Discos de zirconia que no sigan la estandarización especificada en los grupos de estudio.

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

Discos que tuvieron una falla de fabricación.



Figura 1. Especímenes

MÉTODOS

Se fabricaron un total de 54 muestras, discos (20mm de diámetro x 2 mm de grosor, de Sagemax NexxZr T (Figura 4) de acuerdo con lo dictaminado en la Norma ISO 6872, piezas de zirconia monolítica translúcida

(Y-TZP T), fabricadas en CAD / CAM. Con archivo STL (Figura 2) utilizando una máquina fresadora (máquina inteligente PM7 Ivoclar Vivadent), con un tiempo de fresado de 3horas 11min para 7 muestras (Figura 3).

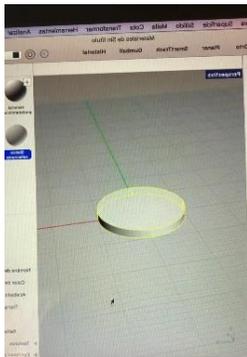


Figura 2. Archivo STL



Figura 3. Maquina MP7



Figura 4. Disco

Las muestras se sinterizaron según las recomendaciones del fabricante, en un horno (Programat S1 1600 Ivoclar) a 1550 °C durante 3 horas de tiempo de mantenimiento y una velocidad de calentamiento de 5 °C / minuto (Figura 5).

Cada muestra fue glaseada (Ivocolor Glaze Pasta; Ivoclar Vivadent) y encendida en un horno (Programat P310;Ivoclar Vivadent AG) el ciclo de cocción inicial 450°C con temperatura máxima de 760°C, mantenimiento 1min. 30seg. con velocidad de incremento de 60°C, de acuerdo con las instrucciones del fabricante (Figura 6).



Figura 5. Programat S1 1600 Ivoclar



Figura 6. Programat P310;Ivoclar

El diámetro y el espesor de cada muestra se verificaron con un calibrador digital (Modelo 01407A; Neiko) para la estandarización. Después de la sinterización, las muestras tenían un diámetro y espesor promedio de Ø 20 mm y 2 mm ($\pm 0,2$ mm), respectivamente.

Las muestras se asignaron aleatoriamente a 4 grupos y se colocaron en charolas de plástico. Un solo operador, capacitado en un estudio piloto (GaPe), realizó desgaste y pulido en el lado del glaseado de cada disco con fresas de diamante de acuerdo con las recomendaciones del fabricante, con movimientos oscilantes y bajo presión media (presión digital) (*Figura 7*).



Figura 7. Espécimen glaseado

Grupo A: 18 discos de zirconio monolítico Y-TZP T con desgaste y pulido profesional, (utilizando pulidores indicados específicamente para zirconia) utilizando fresas de diamante Frank Dental fina (roja 0.5) bajo estandarización de molienda.

Se utiliza un motor eléctrico con pieza de mano para alta velocidad, a una velocidad y presión estandarizada de 150,000rpm, simulando movimientos clínicos de rectificado; Cada uno de los discos se alinearon perpendicularmente, la trituración se realizó con un movimiento de barrido hacia adelante y hacia atrás durante 30 segundos. La fresa se reemplazó cada 6 muestras.

Posteriormente se realizó el pulido con pulidores extraorales Frank Dental, indicados específicamente para zirconia, acoplados a una pieza de mano de baja velocidad utilizando un motor eléctrico a velocidad y presión estandarizada, a 10,000rpm con movimientos rotatorios, en cada paso se estandarizo a 15segundos, sistema de pulido de 3 pasos (*Figura 8*).

Todo el procedimiento realizado por un solo operador capacitado (GaPe)



Figura 8. Procedimiento Grupo A

Posteriormente se tomaron 3 subgrupos el grupo A (*Figura 9*):

- Grupo A1: 6 discos bajo tratamiento, a los que se les aplico una posterior cocción de estabilización (sinterización secundaria), a 1000°C con mantenimiento de 20 minutos.
- Grupo A2: 6 discos bajo tratamiento a los que NO se les aplico una posterior cocción de estabilización.
- Grupo A3: 6 discos bajo tratamiento, con aplicación de arenado: presión 1 bar (14,5 psi), tamaño de partícula $\leq 50 \mu\text{m}$, distancia entre la boquilla y la superficie de aproximadamente 10 mm, durante 10 segundos.



Figura 9. Grupo A1 sinterización secundaria (SS) Grupo A2 SIN SS Grupo A3

Grupo B: 18 discos de zirconia monolítica Y-TZP T con desgaste y pulido no profesional pero bajo estandarización (con pulidores comunes, NO indicados específicamente para zirconia): Cada muestra siguió las recomendaciones de secuencia y velocidad del grupo A (la fresa de diamante fina marca MDT Dental 850-016F) bajo estandarización de molienda; Se utiliza un motor eléctrico con pieza de mano para alta velocidad, a una velocidad y presión estandarizada de 150,000rpm con movimientos oscilatorios, simulando movimientos clínicos de rectificación; Cada uno de los discos se alinearon perpendicularmente, la trituración se realizó con un movimiento de barrido

hacia adelante y hacia atrás durante 30 segundos. La fresa se reemplazó cada 6 muestras.

Para el pulido se siguieron también los mismos parámetros de estandarización, a diferencia que el pulido fue con pulidores extraorales comunes no indicados específicamente para zirconia, (una piedra verde y un disco gris) acoplados a una pieza de mano de baja velocidad utilizando un motor eléctrico a velocidad y presión estandarizada, de 10,000rpm con movimientos rotatorios 2 pasos, primero se utilizó la piedra verde por 15segundos y después el disco gris durante 15segundos (*Figura 10*).



Figura 10. Procedimiento Grupo B

Posteriormente se tomaron 3 subgrupos del grupo B

- Grupo B1: 6 discos bajo tratamiento a los que se les aplicó una posterior cocción de estabilización, a 1100°C con mantenimiento de 20 min, indicado por el fabricante.
- Grupo B2: 6 discos bajo tratamiento a los que NO se les aplicó una posterior cocción de estabilización (sinterización secundaria).
- Grupo B3: 6 discos bajo tratamiento, con aplicación de arenado: presión 1 bar (14,5 psi), tamaño de partícula $\leq 50 \mu\text{m}$, distancia entre la boquilla y la superficie de aproximadamente 10 mm, durante 10 segundos.

El grupo C (*Figura 11*): 9 discos de Y-TZP con desgaste y pulido profesional, (utilizando pulidores indicados específicamente para zirconia) utilizando fresas de diamante Frank Dental fina (roja 0.5) bajo estandarización de molienda; Se utiliza un motor eléctrico con pieza de mano para alta velocidad, a una velocidad y presión estandarizada de 150,000rpm con

movimientos oscilatorios, simulando movimientos clínicos de rectificado; Cada uno de los discos se alinearon perpendicularmente, la trituración se realizó con un movimiento de barrido hacia adelante y hacia atrás durante 30 segundos. La fresa se reemplazó cada 6 muestras.

Posteriormente se realizó el pulido con pulidores extraorales Frank Dental, indicados específicamente para zirconia (3 pasos), acoplados a una pieza de mano de baja velocidad utilizando un motor eléctrico a velocidad y presión estandarizada, de 10,000rpm con movimientos rotatorios cada paso de 15 segundos.

-Después se realizó aplicación de arenado a las 9 muestras: presión 1 bar (14,5 psi), tamaño de partícula $\leq 50 \mu\text{m}$, distancia entre la boquilla y la superficie de aproximadamente 10 mm durante 10 segundos.

-Posteriormente fueron sometidos a Envejecimiento (LTD) en autoclave, para simular el efecto de un ambiente oral húmedo. Se colocaron en bandejas seguras para autoclave y se expusieron a 134°C bajo presión de $2,2\text{kgf/cm}^2$ durante 5 horas, (10 ciclos) correspondiente a un uso clínico de 21 años (Chevalier 2006)(Pereira et al. 2015).



Figura 11 Procedimiento Grupo C

Después de recibir sus respectivos tratamientos de superficie, las muestras del grupo A,B,C, se limpiaron con ultrasonido codyson, durante 10 minutos con alcohol etílico desnaturalizado $0.7\text{mg}/100\text{mL}$ y luego se dejaron secar al aire. Todo el procedimiento realizado por un solo operador capacitado (GaPe) (Figura 12).



Figura 12 Limpieza de los especímenes.

- El grupo D: 9 discos de Y-TZP monolítico de alta translucidez como grupo de control sin ninguna manipulación.

Una vez obtenidas nuestras muestras clasificadas y tratadas, el espesor se vuelve a medir, siendo trasladadas a la máquina de ensayo o pruebas universales, una por una y con la aplicación de fuerza para causar fractura (*Figura 13*).

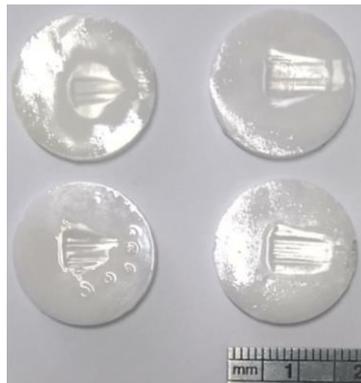


Figura 13. Especímenes con zona de desgaste

La prueba de resistencia a la flexión biaxial se realiza en el dispositivo universal de pruebas de ensayo, en los laboratorios de la Facultad de Ingeniería en el laboratorio de Investigación de Posgrado.

Es evidente que las unidades dentales (dientes naturales, restauraciones dentales y prótesis fijas), interactúan y transfieren fuerzas por medio del contacto a través de sus fronteras en el momento de masticar alimentos. Además, es probable que la zona de contacto sea pequeña y varíe de acuerdo con factores asociados a, los ciclos de masticado, restricciones de

contacto (apoyos, tipos de cargas, desgaste, etc.), de la deformación del material, etc. La mayoría de esos factores inducen un comportamiento dinámico no lineal de tales cuerpos y por lo tanto la solución al correspondiente modelo físico natural es más compleja. Sin embargo, puede obtenerse una solución aproximada que nos ayude a predecir el comportamiento mecánico de las unidades dentales, en base de estudios experimental de ensayos cuasi-estáticos sobre prototipos que reproduzcan el fenómeno en cuestión.

Específicamente, se puede opinar que de acuerdo a, la geometría del elemento principal de las restauraciones dentales y prótesis fijas (geometría tipo placa o lamina), a la carga típica (distribuidas y/o puntuales equivalentes), apoyos comunes (restricciones de desplazamientos), y fallas superficies observables, podemos señalar que un análisis de esfuerzos inducido por flexión en especímenes bidimensionales delgados resulta pertinente para analizar el comportamiento mecánico de tales unidades dentales. Para tal efecto, la resistencia a flexión biaxial de material odontológico del estudio fue obtenida de acuerdo con las especificaciones de la norma ISO 6872. Tal norma tiene como propósito especificar los requisitos y los métodos de ensayo correspondientes para materiales cerámicos dentales, para restauraciones y prótesis fijas elaborados de cerámica sin metal y metal-cerámica. El objetivo fue evidenciar la resistencia del material odontológico posterior a una manipulación de ajuste clínico y de laboratorio.

Los ensayos fueron realizados con una máquina universal de la marca "Tinius Olsen" que aplica una carga máxima de 30 toneladas con un cilindro hidráulico (Figura 15). La Figura 14 muestra el dispositivo utilizado para ensayar los especímenes circulares con carga de flexión, tal componente fue diseñado de acuerdo con las especificaciones de la norma ISO y consta de dos partes. La primera es una base circular donde se colocan 3 esferas de 6 mm de diámetro distribuidas alrededor de una circunferencia de 12 mm de diámetro, y que sirven de apoyo simple para ensayar los especímenes. La otra parte es un cilindro base de 15 mm de diámetro y en el extremo tiene una sección de 3 mm de diámetro que se reduce hasta 1.4 mm en la punta (área

del punzón plano), tal extremo aplica la carga puntual de flexión en el centro de las muestras.

Los especímenes fueron flexionados con carga monótona creciente hasta la ruptura (colapso) con una velocidad del cabezal de carga de 1mm/min. La resistencia a flexión biaxial fue calculada usando la siguiente formula:

$$\sigma = \frac{-0.2387P(X - Y)}{b^2}$$

$$X = (1 + \nu) \ln\left(\frac{r_2}{r_3}\right)^2 + \left[\frac{1 - \nu}{2}\right] \left(\frac{r_2}{r_3}\right)^2$$

$$Y = (1 + \nu) \left[1 + \ln\left(\frac{r_1}{r_3}\right)^2 \right] + (1 - \nu) \left(\frac{r_1}{r_3}\right)^2$$

Donde:

- σ esfuerzo normal máximo de tensión en el centro del espécimen (MPa-megapascales)
- P carga máxima que causa la fractura (N-newtons)
- b espesor del espécimen en la zona de la fractura (mm-milímetros)
- ν relación de Poisson's (si no se tiene un valor, usar $\nu = 0.25$)
- r_1 radio del apoyo simple circunferencial, esferas distribuidas (mm-milímetros)
- r_2 radio de la zona de carga puntual (mm-milímetros)
- r_3 radio del espécimen (mm-milímetros)

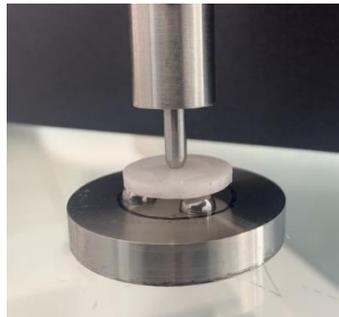


Figura 14. Dispositivo de carga, flexión biaxial



Figura 15. Máquina Universal

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El fundamento del análisis se basó en el planteamiento del diseño experimental, el cual, en este caso se centró en la observación de variables experimentales dependientes en función de una o más variables independientes controlables llamadas factores. La implementación de tal análisis nos permitió obtener información de la manipulación de zirconia, además, de garantizar la máxima fiabilidad en las conclusiones que se obtuvieron.

En nuestro caso las variables independientes a considerar fueron los diferentes tratamientos superficiales de ajustes, similares a los que se elaboran en laboratorio y clínica. En contraste, como variables dependientes fueron obtenidos comportamientos mecánicos bajo flexión biaxial en base de las especificaciones de la norma ISO 6872.

El procesamiento de datos fue elaborado en una hoja de cálculo en Excel, en base de los datos obtenidos de la experimentación, se determinó el valor promedio de la resistencia a flexión biaxial y su desviación estándar (dispersión de la ocurrencia de un evento con relación a la media) para una distribución normal de probabilidades (campana de Gauss), esto con el fin de considerar la dispersión que puede tener el comportamiento del material.

Para tener una idea de la repercusión de la dispersión en la resistencia a flexión, restamos del valor promedio, una desviación estándar, para obtener la resistencia a la flexión para diseño. Tal resultado es más conservador debido a que obtenemos un valor más pequeño comparado con los esfuerzos máximos, es decir, implícitamente estamos considerando un factor de seguridad. En ese sentido si queremos ser más conservadores podemos restar hasta 3 desviaciones estándar, es obvio que si la dispersión es muy alta la resistencia será menor y es un indicador de baja confiabilidad en el comportamiento del material.

DATOS OBTENIDOS DEL ENSAYO											
Grupo A1	NEWTONS	DESPLAZAMIENTO	TIEMPO	b	X	Y	Stress				
1	3541	0.61mm	8.34seg	2.19	8.84	1.85	-1232.80012				
2	3171	0.78mm	4.48seg	2.13	8.84	1.85	-1167.05683				
3	2598	0.44mm	2.56seg	2.03	8.84	1.85	-1052.69374				
4	2437	0.35mm	3.04seg	1.94	8.84	1.85	-1081.2025				
5	3067	0.41mm	1.08seg	2.18	8.84	1.85	-1077.59548				
6	3108	0.54mm	1.32seg	2.17	8.84	1.85	-1102.08861				
							-1118.9	Promedio	62.03	Desviacion pob	
							-1050.95715		67.95	Desviacion mue	
DATOS OBTENIDOS DEL ENSAYO											
Grupo A2	NEWTONS	DESPLAZAMIENTO	TIEMPO								
1	2502	0.83mm	1.45seg	2.05	8.84	1.85	-994.110255				
2	3288	0.70mm	1.50seg	2.25	8.84	1.85	-1084.48049				
3	2649	0.74mm	1.47seg	2.04	8.84	1.85	-1062.8613				
4	2864	0.58mm	1.13seg	2.08	8.84	1.85	-1105.35381				
5	3184	0.47mm	1.01seg	2.15	8.84	1.85	-1150.14106				
6	2419	0.38mm	3.8seg	2.05	8.84	1.85	-961.132177				
							-1059.68	Promedio	64.43	Desviacion pob	
							-989.102869		70.58	Desviacion mue	
DATOS OBTENIDOS DEL ENSAYO											
Grupo A3	NEWTONS	DESPLAZAMIENTO	TIEMPO								
1	2704	0.56mm	56seg	2.08	8.84	1.85	-1043.6022				
2	2524	0.76mm	1.24seg	2.11	8.84	1.85	-946.62814				
3	2109	0.78mm	1.09seg	1.96	8.84	1.85	-916.683486				
4	2683	0.89mm	1.30seg	2.05	8.84	1.85	-1066.0263				
5	2300	0.33mm	37seg	1.91	8.84	1.85	-1052.72775				
6	2504	0.53mm	1.42seg	2	8.84	1.85	-1045.27197				
							-1011.82	Promedio	57.80	Desviacion pob	
							-948.51		63.31	Desviacion mue	
DATOS OBTENIDOS DEL ENSAYO											
Grupo B1	NEWTONS	DESPLAZAMIENTO	TIEMPO								
1	2343	0.50mm	50seg	2	8.84	1.85	-978.063986				
2	2386	0.53mm	1.0seg	1.91	8.84	1.85	-1092.09062				
3	2850	0.50mm	57seg	2.07	8.84	1.85	-1110.60376				
4	3054	0.65mm	1.14seg	2.05	8.84	1.85	-1213.43434				
5	1781	0.37mm	46seg	1.78	8.84	1.85	-938.596403				
6	2995	0.47mm	46seg	2.19	8.84	1.85	-1042.71007				
							-1062.58	Promedio	90.23	Desviacion pob	
							-963.746064		98.84	Desviacion mue	
DATOS OBTENIDOS DEL ENSAYO											
Grupo B2	NEWTONS	DESPLAZAMIENTO	TIEMPO								
1	2995	0.39mm	45seg	2.12	8.84	1.85	-1112.70509				
2	3245	0.51mm	54seg	2.03	8.84	1.85	-1314.85419				
3	3108	0.51mm	57seg	2.01	8.84	1.85	-1284.52886				
4	2940	0.56mm	1.02seg	2.06	8.84	1.85	-1156.82552				
5	3166	0.69mm	2.12seg	2.15	8.84	1.85	-1143.63901				
6	2795	0.63mm	1.09seg	1.97	8.84	1.85	-1202.55329				
							-1202.52	Promedio	74.12	Desviacion pob	
							-1121.31902		81.20	Desviacion mue	
DATOS OBTENIDOS DEL ENSAYO											
Grupo B3	NEWTONS	DESPLAZAMIENTO	TIEMPO								
1	2449	0.47mm	55seg	1.96	8.84	1.85	-1064.46556				
2	3235	1.09mm	1.12seg	2.09	8.84	1.85	-1236.62119				
3	2602	0.85mm	1.32seg	2.06	8.84	1.85	-1023.82993				
4	2522	0.39mm	41seg	1.96	8.84	1.85	-1096.19524				
5	2631	0.40mm	1.02seg	2.07	8.84	1.85	-1025.26263				
6	2531	0.61mm	1.11seg	1.93	8.84	1.85	-1134.57314				
							-1096.82	Promedio	73.56	Desviacion pob	
							-1016.24561		80.58	Desviacion mue	
DATOS OBTENIDOS DEL ENSAYO											
GRUPO C	NEWTONS	DESPLAZAMIENTO	TIEMPO								
1	2880	0.54mm	1.04seg	2.02	8.84	1.85	-1178.54106				
2	3127	0.77mm	28seg	2.04	8.84	1.85	-1254.64979				
3	3100	0.29mm	26seg	2.05	8.84	1.85	-1231.71135				
4	2790	0.39mm	42seg	2	8.84	1.85	-1164.66006				
5	3237	0.57mm	1.00seg	2.14	8.84	1.85	-1180.23944				
6	3258	0.51mm	47seg	1.98	8.84	1.85	-1387.63636				
7	3222	0.77mm	1.32seg	2.02	8.84	1.85	-1318.49282				
8	2984	0.36mm	37seg	1.97	8.84	1.85	-1283.87085				
9	3292	1.05mm	1.18seg	2.15	8.84	1.85	-1189.15339				
							-1243.22	Promedio	71.24	Desviacion pob	
							-1167.65067		75.57	Desviacion mue	
DATOS OBTENIDOS DEL ENSAYO											
Grupo D	NEWTONS	DESPLAZAMIENTO	TIEMPO								
1	3259	0.55mm	1.29seg	2.12	8.84	1.85	-1210.78661				
2	3615	0.25mm	0.37seg	2.19	8.84	1.85	-1258.56324				
3	3455	0.49mm	57.7seg	2.19	8.84	1.85	-1202.8592				
4	3231	0.33mm	35seg	2.32	8.84	1.85	-1002.34207				
5	3647	0.28mm	40seg	2.23	8.84	1.85	-1224.56265				
6	3795	0.32mm	44seg	2.3	8.84	1.85	-1197.87383				
7	3784	0.52mm	54seg	2.15	8.84	1.85	-1366.87619				
8	2944	0.44mm	43.8seg	2.14	8.84	1.85	-1073.40899				
9	3205	0.42mm	24seg	2.18	8.84	1.85	-1126.082				
							-1184.82	Promedio	100.27	Desviacion pob	
							-1078.46117		106.36	Desviacion mue	

RESULTADOS Y DISCUSIONES

En la tabla 1 son presentados los resultados correspondientes a la resistencia a la flexión biaxial de los especímenes de material de zirconia monolítica tetragonal parcialmente estabilizado con itrio, translúcida (Y-TZP T) con los diferentes tratamientos de ajuste clínico. De acuerdo con el modo de falla observado, el tipo de comportamiento mecánico de los especímenes fue elasto-frágil hasta el colapso sin que el material mostrara fluencia o cedencia (yielding point), la figura 16 muestra un espécimen ensayado y en la figura 17 se presenta la curva carga-deflexión de un ensayo. El comportamiento evidenciado, es similar al de los materiales cerámicos y polímeros sin refuerzo, tales materiales no son muy resistentes a, las cargas de impacto, torsión, y los esfuerzos de tensión y cortante les inducen colapsos fácilmente. Además, pudimos observar que el rango de desplazamientos máximos (deflexiones) hasta el colapso de los especímenes fue de 0.4 a 0.64mm. Tales mediciones fueron efectuadas con un medidor de desplazamiento digital acoplado al dispositivo de carga de la máquina universal.

Tabla 1. Test de flexión biaxial de Y-TZP T

Especimen	A1	A2	A3	B1	B2	B3	C	D
Espesor promedio (mm)	2.1	2.1	2.01	2.0	2.06	2.01	2.04	2.20
Carga promedio a la fractura (N)(kgf)	2987 (305)	2818 (287)	2471 (252)	2568 (262)	3042 (310)	2662 (271)	3099 (316)	3437 (350)
Energía mecánica hasta la fractura (N·m-Joules)	7.8	8.7	8.0	6.5	8.4	8.5	9.0	6.9
Resistencia a la flexión biaxial promedio (MPa)	1118.9	1059.7	1011.8	1062.6	1202.5	1096.8	1243.2	1184.8
Desviación estándar flexion (MPa)	68.0	70.6	63.3	99.0	81.2	80.6	75.6	106.4
Resistencia a la flexión biaxial para diseño (MPa)	1051.0	989.1	948.5	963.8	1121.3	1016.3	1167.7	1078.5

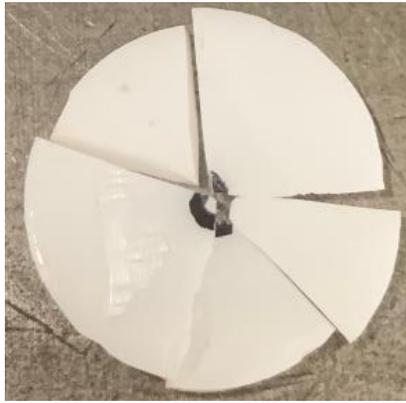


Figura 16. *Especímen Ensayado*

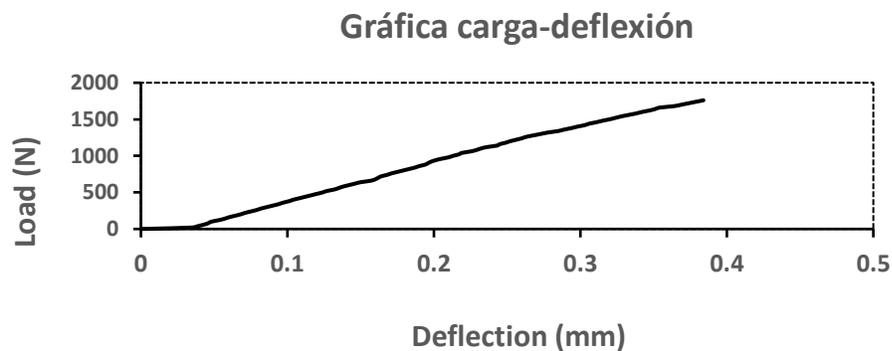


Figura 17. *Gráfica Carga-Deflexión*

De acuerdo con los resultados de la resistencia a flexión biaxial, se puede observar que los especímenes ensayados cumplen con los requisitos para considerarse en la elaboración de restauraciones dentales y prótesis fijas. Esto debido a que la norma ISO 6872, menciona requerimientos en un rango de valores promedio para restauraciones y prótesis fijas de materiales cerámicos dentales sin metal y metal-cerámica según seis clases de usos clínicos. Los valores del rango oscilan desde 50 a 800MPa para la resistencia a la flexión mínima y de acuerdo con la tabla 1, los valores de resistencia a la flexión biaxial promedio obtenidos son mayores al de 800MPa que recomiendan para uso clínico de subestructura cerámica para prótesis de cuatro o más unidades.

En relación con el material utilizado en esta investigación, NexxZr T de la marca SAGEMAX, el fabricante reporta una resistencia a flexión biaxial

de 1270MPa. En contraste el valor promedio obtenido para los especímenes de control (sin ningún tratamiento) fue de 1185MPa con una dispersión de 106MPa (desviación estándar), en porcentaje, la diferencia entre el dato del fabricante y el resultado obtenido es 6.7%. Por lo que se observa, el fabricante no menciona la dispersión o tolerancia alrededor del valor que reporta de su material, sin embargo, los datos son muy similares y podemos considerar que los resultados de la experimentación son confiables. El rango de valores para todos los especímenes ensayados oscilo desde 1012 hasta 1243MPa, en porcentaje, la diferencia entre estos resultados es 19%.

El valor mayor (1243MPa) corresponde a los especímenes envejecidos con autoclave (grupo C), mientras que el valor de 1012MPa está relacionado con especímenes con desgaste con motor eléctrico para pieza de mano de alta velocidad y pulido profesional y con sanblasteado (grupo A3). Los valores anteriores pueden ser contradictorios debido a que el tratamiento de deterioro o envejecido debería haber reducido la resistencia, sin embargo, hipotéticamente podemos concluir que el tratamiento en autoclave funciono como tratamiento térmico que genero una transformación de estructuras cristalinas que promovió la tenacidad a la fractura y no disminuyó la resistencia a la flexión.

Es prudente pensar si el proceso dinámico de envejecimiento efectuado reproduce con exactitud el deterioro de restauraciones dentales y prótesis fijas en el masticado de alimentos.

La tabla de datos también muestra el valor promedio de la resistencia a flexión biaxial y su desviación estándar para una distribución normal de probabilidades (campana de Gauss), esto con el fin de considerar la dispersión que puede tener el comportamiento del material y determinar la resistencia de diseño, la cual, es la más adecuada para diseñar elementos mecánicos y tener un rango de seguridad para condiciones de servicio.

Se nota poca dispersión para todos los especímenes ensayados, sin embargo, hay mayor dispersión en los especímenes del grupo B (81-99 MPa)

comparado con los del grupo A (63-71MPa), lo cual, se puede atribuir al desgaste con instrumental no profesional, lo que induce un comportamiento más aleatorio. En relación con grupo B, los especímenes B1 mostraron mayor dispersión, lo cual, pudiera ser atribuible a la falta de cocción de estabilización o sinterización secundaria (tratamiento térmico por sinterizado) (tabla 2) Finalmente, los especímenes del grupo D, mostraron la mayor dispersión de todos los grupos ensayados, pudiendo achacárselo a la falta de tratamiento.

GRUPO	GRUPO A INSTRUMENTAL PROFESIONAL	GRUPO B INSTRUMENTAL NO PROFESIONAL
DISPERSIÓN (MPa)	63-71	81-99
RESISTENCIA A LA FEXIÓN BIAXIAL (MPa)	1064	1121

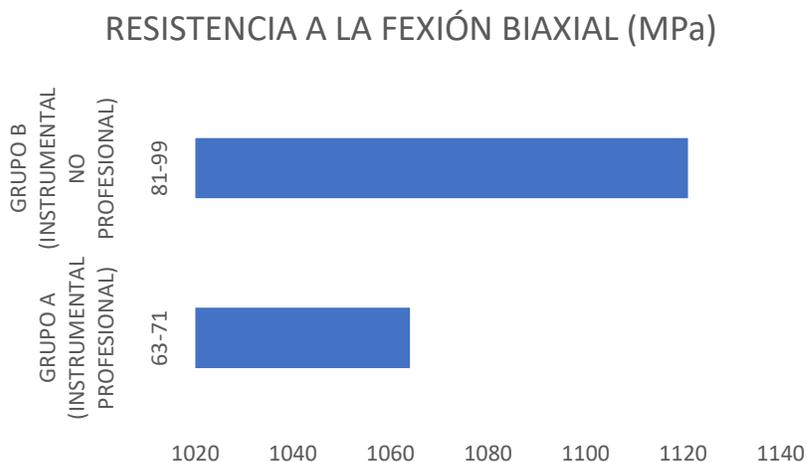


Tabla 2 Comparación de resistencia con ambos sistemas de desgaste y pulido utilizados.

En ese sentido, podemos suponer que los tratamientos superficiales ensayados sobre este material de zirconio no afectan considerablemente a la resistencia a flexión biaxial. Esto puede deberse a que los desgastes o ajustes de las restauraciones en este material no generaron grietas y/o discontinuidades geométricas grandes (cambios abruptos de la geometría generan concentradores de esfuerzos y gradientes de esfuerzos), y por lo tanto no se inducen fallas prematuras por esfuerzos principales máximos de tensión con cargas menores o pequeñas.

El control de la velocidad y tiempo de desgaste (ajuste) y pulido en la ejecución de las restauraciones odontológicas pueden diferir en clínica y laboratorio, mientras que en el laboratorio se debe de tener un control más adecuado, en clínica posiblemente no se tenga un control estricto de tales parámetros de ajuste. Por lo tanto, es más probable obtener variaciones en la resistencia a flexión debido a las variaciones aleatorias de los espesores resultantes. Asimismo, factores dinámicos como el tiempo de funcionamiento en el masticado afectan la resistencia, razón por la cual en este estudio se consideró simular tales eventos con el material de zirconio monolítico parcialmente estabilizado con itrio en base de procesos de sinterización secundaria, envejecimiento en autoclave, y sanblastado (desgaste con chorro de arena a presión).

Para tener una idea de la repercusión de la dispersión en la resistencia, restamos del valor promedio una desviación estándar, para obtener la resistencia a la flexión para diseño. Tal resultado es más conservador debido a que obtenemos un valor más pequeño comparado con los esfuerzos máximos, es decir, implícitamente estamos considerando un factor de seguridad. En ese sentido si queremos ser más conservadores podemos restar hasta 3 desviaciones estándar, es obvio que si la dispersión es muy alta la resistencia será menor y es un indicador de baja confiabilidad en el comportamiento del material.

Posiblemente se pueda obtener una discusión más profunda sobre las diferencias de los resultados de los procesos estudiados, en base de observar la microestructura local del material tratado y sin tratar. Por ejemplo, un análisis de las micrografías observadas en el microscopio electrónico de barrido (SEM) podría mostrarnos la morfología del material (geometría a nivel micro, uniones entre materiales, etc.) y defectos inducidos (grietas, etc.). Asimismo, con dispersión de rayos X (SEM-EDX) sobre zonas de la micrografía pudiéramos obtener un análisis elemental semicuantitativo. Con la

técnica de difracción de rayos X (XRD) pudiéramos obtener las estructuras cristalinas del material de zirconia (fases cristalinas según la ley de Bragg) antes y después del tratamiento superficial y así observar si hubo transformaciones de estructuras cristalinas.

Cabe mencionar que la caracterización microestructural es realizada en zonas muy pequeñas, por lo tanto, solo un análisis puede o no darnos información para correlacionar el comportamiento mecánico del material a nivel macro. Es decir, si los defectos o imperfecciones microestructurales son distribuidos a lo largo de todo el elemento (unidad dental), es muy probable que sus propiedades mecánicas sean menores. En ese sentido para tener discusiones y conclusiones confiables y con rigor científico se tienen que efectuar más análisis, lo cual, puede implicar un trabajo extenuante y costoso.

Respecto a la resistencia a la fractura y a la forma de falla observada en los especímenes, podemos opinar que el comportamiento del material de zirconia monolítica parcialmente estabilizado con Itrio, translúcida (Y-TZP T) es elástico hasta el colapso (elasto-frágil) bajo carga rápida monótona creciente (ver *figura 16* y *figura 17*). Tal comportamiento es similar al de los materiales frágiles, donde el material es incapaz de frenar la propagación de la grieta y se produce una fractura inestable o catastrófica (colapso), aceptando pequeñas deformaciones y con muy poca o casi nula deformación plástica.

En ese contexto, decidimos estimar aproximadamente la energía absorbida y/o la energía liberada al fracturarse los especímenes, a partir del cálculo del área bajo curva carga-desplazamiento obtenida experimentalmente. Los valores se obtuvieron en Joules (Newton por metro), tal valor no representa a la tenacidad a la fractura (K_{IC}), sin embargo, es una aproximación de la energía total disipada al fracturarse los especímenes (ver datos de la tabla 1). Tales valores dependen de la medición de la carga y de la deflexión, y en este caso la energía es directamente proporcional a ambos

factores. Los valores oscilaron entre 6.5 a 9.0 Joules, el menor valor fue para los especímenes B1 y el mayor para el grupo C. En ese sentido podemos observar similitudes con relación a la resistencia a la flexión, debido a que los especímenes del grupo B1 no tienen un tratamiento de estabilización y los especímenes del grupo C fueron sometido a un tratamiento térmico, lo cual, posiblemente pudo promover la tenacidad a la fractura en base de una transformación de estructuras cristalinas. Para los especímenes del grupo A2 pudo haber sucedido un efecto similar a los del grupo C, para este grupo el valor de la energía fue de 8.7 Joules. Con relación al grupo D se obtuvo un valor de 6.9 Joules pudiendo ser atribuible a que no tiene algún tratamiento secundario.

Al comparar las muestras que se les aplicó una cocción de estabilización o sinterización secundaria, al desgaste y pulido realizado (ajustes), con las muestras que no se sometieron a cocción de estabilización se obtuvieron los siguientes resultados (TABLA 3):

		ENERGÍA MECÁNICA ACUMULADA HASTA LA RUPTURA (Fracture Toughness) (MPa)	RESISTENCIA A LA FLEXIÓN BIAxIAL (MPa)
GRUPOS CON SINTERIZACIÓN SECUNDARIA	A1	7.8	1119
	B1	6.5	1097
GRUPOS SIN SINTERIZACIÓN SECUNDARIA	A2	8.7	1060
	B2	8.4	1203

TABLA 3. COMPARACIÓN DE LOS GRUPOS CON Y SIN SINTERIZACIÓN SECUNDARIA

GRUPOS A1y B1 Especímenes con sinterización secundaria.

GRUPOS A2y B2 Especímenes sin sinterización secundaria.

CONCLUSIONES

La zirconia es el material cerámico más versátil para su uso en restauraciones dentales indirectas, ya que tiene una variedad de niveles de resistencia mecánica y translucidez, lo que permite su uso para aplicaciones de infraestructuras a restauraciones estéticas monolíticas. Similar a otras cerámicas dentales, la zirconia es sensible a los defectos superficiales que pueden ser introducido en diversas etapas del proceso de rehabilitación. Estos aspectos motivan la realización el presente estudio, que demuestra que la resistencia mecánica de una zirconia monolítica resulta de un equilibrio complejo entre la población de defectos superficiales y las modificaciones en la superficie de estructura cristalina introducida por procedimientos de desgaste, pulido y degradación a baja temperatura.

De acuerdo con el modo de falla observado, el tipo de comportamiento mecánico de los especímenes fue elasto-frágil, comportamiento similar al de los materiales cerámicos, tales materiales no son muy resistentes a, las cargas de impacto, torsión, tensión. No obstante, la zirconia es un elemento químico metálico, además, el material elegido en este estudio si muestra mejores resistencias a flexión en contraste con muchos materiales cerámicos utilizados en odontología.

Con relación a los resultados de resistencia a flexión biaxial, el valor promedio obtenido para los especímenes de control (sin ningún tratamiento) fue de 1185 MPa y el fabricante reporta 1270 MPa, en porcentaje, la diferencia es del 6.7%, podemos considerar que los resultados de la experimentación son confiables. El rango de valores para todos los especímenes ensayados oscilo desde 1012 hasta 1243 MPa, en porcentaje, la diferencia entre estos resultados fue de 19%. Se nota poca dispersión para todos los especímenes ensayados, sin embargo, hay mayor dispersión en los especímenes del grupo B (81-99 MPa) comparado con los del grupo A (63-71 MPa), lo cual, se puede atribuir a que la preparación no profesional, induce un comportamiento más aleatorio.

Además, podemos suponer que los tratamientos superficiales ensayados sobre este material de zirconio no afectan considerablemente a la

resistencia a flexión biaxial. Esto puede deberse a que los desgastes o ajustes de las restauraciones en este material no generaron grietas y/o discontinuidades geométricas grandes y por lo tanto no se inducen fallas prematuras con cargas menores o pequeñas. Fueron determinados dos resultados que percibimos como contrastantes, la resistencia para los especímenes envejecidos con autoclave (grupo C) fue mayor a la de especímenes con desgaste con motor eléctrico para pieza de mano de alta velocidad y pulido profesional y con sanblastado (grupo A3). El tratamiento de deterioro o envejecido debería haber reducido la resistencia, tal hecho pudiera ser tema de investigación futura para validar o refutar lo observado. Además, hipotéticamente podemos concluir que el tratamiento en autoclave funciona como tratamiento térmico que generó una transformación de estructuras cristalinas que promovió la tenacidad a la fractura y no disminuyó la resistencia a la flexión. En relación con el valor estimado de la energía absorbida y/o la energía liberada al fracturarse los especímenes, presuponemos similitudes en relación con la resistencia a la flexión, debido a que el valor de la energía para los especímenes del grupo C (tratamiento térmico con autoclave) fue mayor a todos los grupos, lo cual, pudo ser propiciado por una transformación de estructuras cristalinas.

Posiblemente se pueda obtener una discusión más profunda sobre las diferencias de los resultados de los procesos estudiados, en base de observar y analizar exhaustivamente la microestructura del material tratado y sin tratar. Un análisis de una parte de los materiales puede o no darnos información para correlacionar el comportamiento mecánico del material a nivel macro. En ese sentido para tener discusiones y conclusiones confiables y con rigor científico se tienen que efectuar más análisis, lo cual, puede implicar un trabajo extenuante y costoso.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aboushelib, M. N., & Wang, H. (2010). Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(2), 98–104.
- Ali S, Karthigeyan S, Deivanai M, Mani R. 2014. Zirconia: properties and application -a review. *Pakistan Oral & Dental Journal*;34(1):178-83.
- Antonio, Marco, Regina Amaral, and O. Mutlu. 2006. "Microtensile Bond Strength of a Resin Cement to Glass Infiltrated Zirconia-Reinforced Ceramic: The Effect of Surface Conditioning." 3:283–90.
- ASTM E 813, "J_{ic}, A Measure of Fracture Toughness". American Society for Testing and Materials, Philadelphia (EEUU).
- ASTM E 399, "Standard Test Method for Fracture Toughness of Metallic Materials". American Society for Testing and Materials, Philadelphia (EEUU).
- ASTM E 23, "Standard Test Methods for Notched Bar Impact Testing of Metallic Materials". American Society for Testing and Materials, Philadelphia (EEUU).
- Ban S. 2008. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jap Dent Sci Rev* 44:3-21.
- Bansal G.K and Heuer A.H. 1974. On a martensitic phase transformation in zirconia (ZrO₂)—II. Crystallographic aspects. *Acta Metallurgica*, Volume 22, Issue 4.
- Beer/Johnston, *Mechanics of Materials*, 6a ed. Mc Graw-Hill, Inc. New York, 2012.
- Belli, Renan, Susanne S. Scherrer, Sven Reich, Anselm Petschelt, and Ulrich Lohbauer. 2014. "Case Studies in Engineering Failure Analysis In Vivo Shell like Fractures of Veneered-ZrO₂ Fixed Dental Prostheses." *Biochemical Pharmacology* 2(2):91–99.

- Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. 2001. Computer-assisted generation of all- ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*. Oct;4(4):243-62.
- Camila, and Vanegas Nieto. 2014. "monolítica sometido a diferentes tratamientos de superficie D. E., A. N. A."
- Casellas, D., Feder, A., Llanes, L., & Anglada, M. 2001. Fracture toughness and mechanical strength of Y-TZP/PSZ ceramics. *Ceramics International*. 45:213 220.
- Chevalier, Æ. 2006. "What Future for Zirconia as a Biomaterial?" 27:535–43.
- Denry, I. L. and J. A. Holloway. 2005. "Microstructural and Crystallographic Surface Changes After Grinding Zirconia-Based Dental Ceramics." 440–48.
- Deville, Sylvain, Æ. Chevalier, and Laurent Gremillard. 2006. "Influence of Surface Finish and Residual Stresses on the Ageing Sensitivity of Biomedical Grade Zirconia." 27:2186–92.
- Deville, Sylvain, M. Etienne, and Romain Jullian. 2004. "Critical Effect of Cubic Phase on Aging in 3 Mol % Ytria-Stabilized Zirconia Ceramics for Hip Replacement Prosthesis." 25:5539–45.
- De Souza RH, Kaizer MR, Borges CEP, Fernandes ABF, Correr GM, Diógenes AN, Zhang Y, Gonzaga CC. 2020. Flexural strength and crystalline stability of a monolithic translucent zirconia subjected to grinding, polishing and thermal challenges. *Ceram Int*. Nov;46(16PtA):26168-26175.
- Garmendia, N., S. Grandjean, J. Chevalier, L. A. Diaz, R. Torrecillas, and I. Obieta. 2011. "Zirconia – Multiwall Carbon Nanotubes Dense Nano-Composites with an Unusual Balance between Crack and Ageing Resistance." *Journal of the European Ceramic Society* 31(6):1009–14.
- Garvie R.C., Nicholson P.S. 1975. "Ceram 1975 Nature Publishing Group." *J. Am.*
- Garvie R.C., Nicholson P.S. (1990) Structure and Thermomechanical Properties of Partially Stabilized Zirconia in the CaO-ZrO₂

- System. In: Sōmiya S., Moriyoshi Y. (eds) Sintering Key Papers. Springer, Dordrecht.
- Gautam, Chandkiram, Jarin Joyner, Amarendra Gautam, Jitendra Rao, and Robert Vajtai. 2016. "Zirconia Based Dental Ceramics: Structure, Mechanical Properties, Biocompatibility and Applications." Dalton Transactions 45(48):19194–215.
- Griffith, A. "The Phenomena of Rupture and Flow in Solids". Philosophical Transactions of Royal Society, A221, p.163, 1921.
- Gupta, T. K., Lange, F. F., & Bechtold, J. H. (1978). Effect of stress-induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. Journal of Materials Science, 13(7), 1464–1470.
- Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. J.Prosthet Dent. 2016;116(2):257-63.
- Hannink, R. H. J., Kelly, P. M., & Muddle, B. C. (2004). Transformation Toughening in Zirconia-Containing Ceramics. Journal of the American Ceramic Society, 83(3), 461–487.
- Helmer, J.D. and Driskell, T.D. 1969. Research on bioceramics. Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants, Clemson University, Clemson, SC.
- Heur A H, Claussen N, Kriven W M, Ruhle M. 1982. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. J. Am. Ceram. Soc., Vol 65. No.12
- Huh, Yoon Hyuk, Chan Jin Park, and Lee Ra Cho. 2016. "Evaluation of Various Polishing Systems and the Phase Transformation of Monolithic Zirconia." Journal of Prosthetic Dentistry 116(3):440–49.
- Irwin, G. R. "Fracture Dynamics". Fracturing of Metals, ASM, Cleveland, n^o 99, p.147, 1948.

- Kelly, J. Robert and Isabelle Denry. 2007. "Systematic Review Article Stabilized Zirconia as a Structural Ceramic: An Overview." 4:289–98.
- Keuper, Melanie, Christoph Berthold, and Klaus Georg Nickel. 2014. "Acta Biomaterialia Long-Time Aging in 3 Mol.% Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals at Human Body Temperature." *Acta Biomaterialia* 10(2):951–59.
- K. Kobayashi, H. Kuwajima and T. Masaki Properties, Mechanical 1981. "Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing" 489-493.
- Lawson, Simon. 1995. "Environmental Degradation of Zirconia Ceramics." 15:485–502.
- Lemons, Jack, Perng-ru Liu, Milton E. Essig, Alfred A. Bartolucci, and Gregg M. Janowski. 2012. "Influence of Low-Temperature Environmental Exposure on the Mechanical Properties and Structural Stability of Dental Zirconia." 21:363–69.
- Ludovichetti, F. S., Trindade, F. Z., Adabo, G. L., Pezzato, L., & Fonseca, R. G. (2019). Effect of grinding and polishing on the roughness and fracture resistance of cemented CAD-CAM monolithic materials submitted to mechanical aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(5), 866.e1–866.e8.
- Luthardt, R. G., O. Sandkuhl, V. Herold, J. D. Schnapp, E. Kuhlisch, and M. Walter. 2002. "Journal of Dental Research."
- Mazdiyasi K.S, Lynch C.T, and Smith J.S.1966. Metastable Transitions of Zirconium oxide obtained from decomposition of Alkoxides *Journal of The American Ceramic Society-Discussions and Notes* Vol.49 No.5
- Manicone PF, Rossi I, Raffaelli L. 2007. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*; 35 (11): 819-826.

- Marion, Ljubo. 2008. "The Effects of Dental Grinding and Sandblasting on Ageing and Fatigue Behavior of Dental Zirconia (Y-TZP) Ceramics." 28:1085–90.
- Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. 2013. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* Oct;57(4):236-61.
- Mochales, C., Maerten, A., Rack, A., Cloetens, P., Mueller, W.D., Zaslansky, P., Fleck, C., 2011. Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. *Acta Biomater.* 7, 2994–3002.
- Monaco C, Llukacej A, Baldissara P, Arena A, Scotti R. 2017. Zirconia-based versus metal-based single crowns veneered with overpressing ceramic for restoration of posterior endodontically treated teeth: 5-year results of a randomized controlled clinical study. *J Dent:* 65:56-63.
- Nakamura, K., A. Harada, T. Kanno, R. Inagaki, and Y. Niwano. 2015. "The influence of Low-Temperature Degradation and Cyclic Loading on the Fracture Resistance of Monolithic Zirconia Molar Crowns." 47:49–56.
- Oblak, C., P. Jevnikar, N. Funduk, and L. Marion. 1999. "The Effect of Surface Grinding and Sandblasting on Flexural Strength and Reliability of Y-TZP Zirconia Ceramic." 15:426–33.
- Oblak, Cedimir, Peter Jevnikar, and Tomaz Kosmac. 2017. "Journal of the European Ceramic Society, The Effect of Mechanical Fatigue and Accelerated Ageing on Fracture Resistance of Glazed Monolithic Zirconia Dental Bridges." 37:4415–22.
- Paris, P. C.; Gomez, M. P.; Anderson, W. P. "A rational Analytic Theory of Fatigue". *The Trend in Engineering*, V13, p. 9, 1961.
- Pereira, G. K. R., S. Fraga, A. F. Montagner, F. Z. M. Soares, C. J. Kleverlaan, and L. F. Valandro. 2016. "The Effect of Grinding on the Mechanical Behavior of Y-TZP Ceramics: A Systematic

- Review and Meta-Analyses.” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 63:417–42.
- Pereira, G. K. R., C. Muller, V. F. Wandscher, M. P. Rippe, C. J. Kleverlaan, and L.F. Valandro. 2016. “Comparison of Different Low-Temperature Aging Protocols: Its Effects on the Mechanical Behavior of Y-TZP Ceramics.” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 60:324–30.
- Pereira, G. K. R., T. Silvestri, R. Camargo, M. P. Rippe, M. Amaral, C. J. Kleverlaan, and L. F. Valandro. 2016. “Mechanical Behavior of a Y-TZP Ceramic for Monolithic Restorations: Effect of Grinding and Low-Temperature Aging.” *Materials Science & Engineering C* 63:70–77.
- Piconi, C. and G. Maccauro. 1999. “Zirconia as a Ceramic Biomaterial.”;20:1–25.
- Piconi C, Maccauro G, Muratori F, Brach Del Prever E. Alumina and zirconia ceramics in joint replacements. *J Appl Biomater Biomech*. 2003 Jan Apr;1(1):19-32. PMID:20803469.
- Presenda, Álvaro, María Dolores, Felipe L. Penaranda-foix, José M. Catalá-civera, Eliria Pallone, Julieta Ferreira, and Amparo Borrell. 2017. “Chemical Engineering and Processing: Process Intensification Effects of Microwave Sintering in Aging Resistance of Zirconia-Based Ceramics.” *Chemical Engineering & Processing: Process Intensification* (2016).
- Powers MJ, Sakaguchi RL. 2006. *Craig’s Restorative Dental Materials*. 12th ed. United States: Mosby Elsevier.
- Rice, J. R. “A Path Independent Integral and the Approximate Analysis of Strain Concentrations by Notches and Cracks”. *Journal of Applied Mechanics*, 34, p.379, 1968.
- Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R. Tetragonal to monoclinic phase transformation in CeO₂-stabilised zirconia under uniaxial loading. *J Eur Ceram Soc*. 2001;21(12):229–41

- Rojas-vizcaya, Fernando. 2011. "Full Zirconia Fixed Detachable Implant-Retained Restorations Manufactured from Monolithic Zirconia :Clinical Report after Two Years in Service." 20:570–76.
- Rudolph, Heike, Ralph G. Luthardt, Mandy S. Holzhu, Volker Herold, and Michael H. Walter. 2004. "CAD / CAM-Machining Effects on Y-TZP Zirconia." 655–62.
- Rueda, Astrid O., Jordi Seuba, Marc Anglada, and Emilio Jiménez-piqué. 2013. "Tomography of Indentation Cracks in Feldspathic Dental Porcelain on Zirconia." *Dental Materials* 29(3):348–56.
- Sato, Tsugio and Masahiko Shimada. 1985. "Transformation of Ceria-Doped Tetragonal Zirconia Polycrystals By Annealing in Water." *American Ceramic Society Bulletin* 64(10):1382–84.
- Schriwer, Christian, Anneli Skjold, Nils Roar Gjerdet, Marit Øilo, and C. A. D. Cam. 2017. "ScienceDirect Monolithic Zirconia Dental Crowns. Internal Fit, Margin Quality, Fracture Mode and Load at Fracture." *Dental Materials* 33(9):1012– 20.
- Shimizu, K., M. Oka, P. Kumar, Y. Kotoura, T. Yamamuro K. Makinouchi, and T. Nakamura. 1993. "Time-Dependent Changes in the Mechanical Properties of Zirconia Ceramic." 27:729–34.
- Singer and Pytel, *Resistencia de Materiales*, Editorial Alfaomega, 4^a Edición, 1994.
- Sorrentino, Roberto, Clementina Triulzio, Maria Gabriella, Giovanni Bonadeo, Enrico Felice, Marco Ferrari, and C. A. D. Cam. 2016. "In Vitro Analysis of the Fracture Resistance of CAD – CAM Monolithic Zirconia Molar Crowns with Different Occlusal Thickness." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 61:328–33.
- Srikanth, Ramanathan, Tomaz Kosmac, Alvaro Della, and Ling Yin. 2015. "Effects of Cementation Surface Modifications on Fracture Resistance of Zirconia." *Dental Materials* 31(4):435–42.

- Stawarczy, K.B., Heul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoﬀ, D., Lunkemann, N., 2017. Three generations of zirconia: from veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.* 48, 369–380.
- Subbarao EC, Maiti H. S. and Srivastava K. K. 1964. Martensitic Transformation in Zirconia. Department of Metallurgical Engineering, Indian Institute of Technology, Kanpur. *phys. stat. sol. (a)* 21, 9.
- Swain MV. 2009. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 5(5):1668-77.
- Swab, J. J. 1991. “Low Temperature Degradation of Y-TZP Materials.” 26.
- Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, Zhang Y. 2016. Characterization of three Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high surface area. *Ceram Int.* Jan 1;42(1 Pt B):1077-1085.
- Tosoh Corporation. Herstellerangaben von eigenen Untersuchungen der Gefügeumwandlung in monokline Phase [Manufacturer’s data on in-house studies of structural transformation in the monoclinic phase]. Tokyo: Toshoh Corporation, 2014
- Tostes, Bhenya Ottoni, Renato Bastos Guimarães, and Jaime Dutra Noronha-. 2017. “Characterization of Conventional and High-Translucency Y-TZP Dental Ceramics Submitted to Air Abrasion.” 28:97–104.
- Vagkopoulou, Thaleia, Spiridon Oumvertos Koutayas, and Petros Koidis. 2009. “Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the Nature of an Upcoming Bioceramic .”
- Vichi, Alessandro, Chris Louca, Gabriele Corciolani, and Marco Ferrari. 2010. “Color Related to Ceramic and Zirconia Restorations: A Review.” *Dental Materials* 27(1):97–108.
- Volpato C.A.M, Garbelotto L.G.D, Fredel M.C and Bondioli F. 2011. *Advances in Ceramics - Electric and Magnetic Ceramics,*

- Bioceramics, Ceramics and Environment (book chap.), pp. 397–420.
- Yingjie He, Louis Winnubst, Anthonie J. Burggraaf, and Henk Verweij. 1996. "Grain-Size Dependence of Sliding Wear in Tetragonal Zirconia Polycrystals." *J. Am. Ceram. Soc.*;79(12):3090-96.
- Yoshimura, M. Phase stability of zirconia. United States: N. p., 1988. Web.
- Zarone, Fernando, Simona Russo, Roberto Sorrentino, and C.A.D. Cam. 2010. "From Porcelain-Fused-to-Metal to Zirconia: Clinical and Experimental Considerations." *Dental Materials* 27(1):83–96.
- Zhang, F., K. Vanmeensel, M. Inokoshi, M. Batuk, J. Hadermann, B. Van Meerbeek, I. Naert, and J. Vleugels. 2014. "3Y-TZP Ceramics with Improved Hydrothermal Degradation Resistance and Fracture Toughness." *Journal of the European Ceramic Society* 34(10):2453–63.
- Zhang, Yu, Brian R. Lawn, E. Dianne Rekow, and Van P. Thompson. 2004. "Effect of Sandblasting on the Long-Term Performance of Dental Ceramics." 381–86.
- Zhang, Yu, Zhisong Mai, Amir Barani, Mark Bush, and Brian Lawn. 2015. "Fracture-Resistant Monolithic Dental Crowns." *Dental Materials* 32(3):442–49.
- Zhao, Wei, Cheng Peng, Ming Lv, Mingmin Bai, and Pinggen Rao. 2015. "Effect of Notch Depth on Fracture Toughness of Y-TZP and Determination of Its Actual Value." *Ceramics International* 41(1):869–72.
- Zucuni, C. P., L. F. Guilardi, S. Fraga, L. G. May, G. K. R. Pereira, and L. F. Valandro. 2017. "Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials CAD / CAM Machining Vs Pre-Sintering in-Lab Fabrication Techniques of Y- TZP Ceramic Specimens: Effects on Their Mechanical Fatigue Behavior." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 71(March):201–8.

ANEXOS

DEFINICIÓN DE VARIABLES Y UNIDADES DE MEDIDA VARIABLE DEPENDIENTE

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
*flexión biaxial	Ensayos de flexión biaxial en la maquina universal de ensayos	Midiendo en Newton la flexión biaxial	Cuantitativa	Continua	Newton

VARIABLES INDEPENDIENTES

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Discos de Y-TZP monolítico SAGEMAX NExxZr T Sin ninguna manipulación g:D	Zirconio con transformación de fase con estructura de granos finos	Fabricación de 9 discos Y-TZP en cad/cam sinterizadas	Cualitativa	Nominal	

<p>Discos de Y-TZP monolítico SAGEMAX NExxZr T Simulando ajuste clínico g:B1</p>	<p>Discos de Y-TZP monolítico con desgaste y pulido / pulidores NO indicados para zirconia</p>	<p>7 discos de zirconia (Y-TZP) SAGEMAX NExxZr T Desgaste controlado con fresa diamante fina x 30 seg, pulido controlado con pulidores no indicados específicamente para zirconia <i>Sometidos a cocción de estabilización</i></p>	<p>Cualitativa</p>	<p>Nominal</p>	
<p>Discos de Y-TZP monolítico SAGEMAX NExxZr T Simulando ajuste clínico g:B2</p>	<p>Discos de Y-TZP monolítico con desgaste y pulido/ pulidores NO indicados para zirconia</p>	<p>7 discos de zirconia (Y-TZP) SAGEMAX NExxZr T Desgaste controlado con fresa diamante fina x 30 seg, pulido controlado con pulidores no indicados específicamente para zirconia <i>NO Sometidos a cocción de estabilización</i></p>	<p>Cualitativa</p>	<p>Nominal</p>	

Discos de Y-TZP monolítico SAGEMAX NExxZr T Simulando ajuste clínico y <i>bajo tratamiento de arenado</i> g:B3	Discos de Y-TZP monolítico con desgaste y pulido/ pulidores NO indicados para zirconia	7 discos de zirconia (Y-TZP) SAGEMAX NExxZr T Desgaste controlado con fresa diamante fina x 30 seg, pulido controlado con pulidores no indicados específicamente para zirconia BAJO POSTERIR TRATAMIENTO DE ARENADO	Cualitativa	Nominal	
--	--	---	-------------	---------	--

Discos de Y-TZP monolítico SAGEMAX NExxZr T Simulando ajuste clínico PROFESIONAL g:A1	Discos de Y-TZP monolítico con desgaste y pulido/ pulidores INDICADOS para zirconia	7 discos de zirconia (Y-TZP) SAGEMAX NExxZr T Desgaste controlado con fresa diamante fina x 30 seg, pulido controlado con pulidores no indicados específicamente para zirconia <i>Sometidos a cocción de estabilización</i>	Cualitativa	Nominal	
---	---	---	-------------	---------	--

Discos de Y-TZP monolítico SAGEMAX NExxZr T Simulando ajuste clínico PROFESIONAL g:A2	Discos de Y-TZP monolítico con desgaste y pulido/ pulidores INDICADOS para zirconia	7 discos de zirconia (Y-TZP) SAGEMAX NExxZr T Desgaste controlado con fresa diamante fina x 30 seg, pulido controlado con pulidores no indicados específicamente para zirconia <i>NO Sometidos a cocción de estabilización</i>	Cualitativa	Nominal	
Discos de Y-TZP monolítico SAGEMAX NExxZr T Simulando ajuste clínico PROFESIONAL g:A3	Discos de Y-TZP monolítico con desgaste y pulido/ pulidores INDICADOS para zirconia	7 discos de zirconia (Y-TZP) SAGEMAX NExxZr T Desgaste controlado con fresa diamante fina x 30 seg, pulido controlado con pulidores no indicados específicamente para zirconia <i>BAJO TRATAMIENTO DE ARENADO</i>	Cualitativa	Nominal	
Discos de Y-TZP monolítico SAGEMAX NExxZr T Simulando tiempo clínico/ envejecimiento g:C	Discos de Y-TZP monolítico sometidos a envejecimiento en autoclave	10 discos de zirconia (Y-TZP) SAGEMAX NExxZr T Expuestos a 134°C bajo presión de 2,2kgf/cm ² durante 5horas	Cualitativa	Nominal	

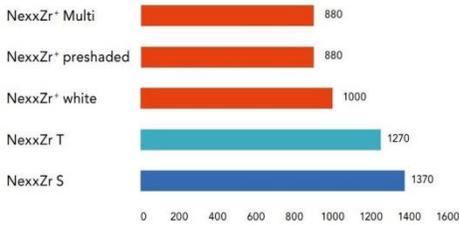
Ficha Técnica:

- Estética Probada – Premio Asesor Dental Estética Zirconia (2018, 2019).
- Selección completa de color – 20 colores (blanco, 16 A-D, 3 Bleach).
- NexxZr T es un óxido de zirconio dental (Y-TZP ZrO₂) para restauraciones monolíticas desde la restauración de puentes de un solo diente a varias unidades. Impresiona por su perfecto equilibrio entre translucidez y esfuerzo (1'270MPa) para la producción de restauraciones estéticas totalmente cerámicas.
- NexxZr T blanco se puede personalizar individualmente por pincel o infiltración de inmersión (NexxZr T Coloring Liquid) o procesarse como una variante pre-sombreada. El revestimiento totalmente cerámico es posible con los sistemas cerámicos comunes (ver valor CET).
- Opciones de procesamiento
 Procesamiento monolítico o chapado cerámico parcial
 Es posible la infiltración opcional de cepillo o inmersión
- Indicaciones
 Restauraciones de un solo diente (anterior y posterior)
 Puentes de 3 unidades (anterior y posterior)
 Puentes multi unidades (anterior y posterior)
 Restauraciones compatibles con implantes (multi unidades atornillada sobre bases de titanio)
- Colores
 Blanco, A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3, C4, D2, D3, D4
 OM1, OM2, OM3

RAW MATERIAL	NEXXZR T
Zirconium oxide ZrO ₂	≥ 89%
Yttrium oxide + Y ₂ O ₃	4-6%
Hafnium oxide HfO ₂	≤ 5%
Aluminium oxide Al ₂ O ₃	< 1%
Chemical solubility [µg/cm ²]	< 100

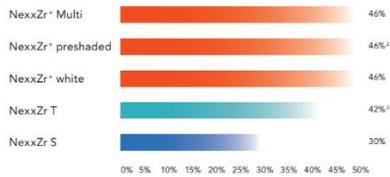
PROPERTIES	NEXZR T
Linear thermal expansion / CTE [10 ⁻⁶ K ⁻¹]	10,1 ≤ CTE* ≤ 11,1 (*span 25-500°C)
Biaxial flexural strength [MPa] ¹	1270
Fracture Toughness [MPa·m ^{1/2}] ¹	≥ 5
Translucency [1-CR]*100	42% ²
Type/Class	Type II / class 5

BIAXIAL FLEXURAL STRENGTH [MPa]¹

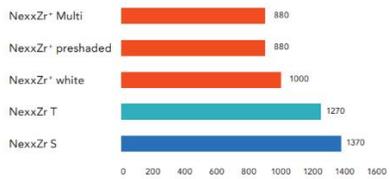


<https://www.sagemax.com/>

TRANSLUCENCY [1-CR]*100



BIAXIAL FLEXURAL STRENGTH [MPa]¹



TRANSLUCENCY [1-CR]*100



BIAXIAL FLEXURAL STRENGTH [MPa]¹



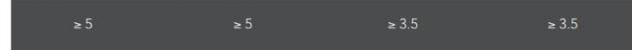
LINEAR THERMAL EXPANSION / CTE [10⁻⁶ K⁻¹]



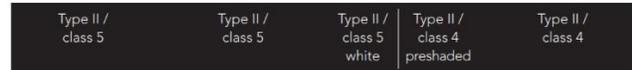
COLORS



FRACTURE TOUGHNESS [MPa·m^{1/2}]¹



CLASS



¹ Typical values acc. to EN ISO 6872 (polished specimen)

² Preshaded discs show lower values

ESPESOR DE LAS MUESTRAS SIN MANIPULAR (Calibrador digital)									
Grupo A1	Grupo A2	Grupo A3	Grupo B1	Grupo B2	Grupo B3	Grupo C	Grupo D		
2.36	2.26	2.38	2.22	2.29	2.27	2.27	2.19	2.12	
2.36	2.4	2.29	2.28	2.27	2.25	2.23	2.19	2.19	
2.27	2.29	2.11	2.29	2.29	2.11	2.24	2.19	2.19	
2.18	2.39	2.24	2.23	2.21	2.27	2.27	2.27	2.32	
2.41	2.43	2.06	2.04	2.35	2.28	2.27	2.23	2.23	
2.3	2.21	2.25	2.34	2.19	2.15	2.24	2.24	2.3	
2.3	2.32858414	2.21904159	2.23123698	2.26603621	2.22065793	2.38	2.38	2.15	
						2.21	2.21	2.14	
						2.34	2.34	2.18	
						2.26260681	2.20126643		

ESPESOR DE LAS MUESTRAS DESPUES DEL TRATAMIENTO (calibrador digital)									
Grupo A1	Grupo A2	Grupo A3	Grupo B1	Grupo B2	Grupo B3	Grupo C	Grupo D		
2.19	2.05	2.08	2	2.12	1.96	2.02	2.12		
2.13	2.25	2.11	1.91	2.03	2.09	2.04	2.19		
2.03	2.04	1.96	2.07	2.01	2.06	2.05	2.19		
1.94	2.08	2.05	2.05	2.06	1.96	2	2.32		
2.18	2.15	1.91	1.78	2.15	2.07	2.14	2.23		
2.17	2.05	2	2.19	1.97	1.93	1.98	2.3		
2.10461641	2.102020919	2.017142196	1.99576138	2.0557327	2.01067657	2.02	2.15		
						1.97	2.14		
						2.15	2.18		
						2.04022387	2.20126643		

DATOS DE IDENTIFICACIÓN

DATOS DE IDENTIFICACIÓN

Título del proyecto: “Factores postsinterización que afectan la resistencia a la fractura del Y-TZP monolítico”

DATOS DE LA INSTITUCIÓN

Posgrado de Rehabilitación bucal de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro

Ubicación: Clavel No.200, Fracc. Prados de la Capilla. C.P. 76170. Santiago de

Querétaro, Qro.

Correo: facmed@uaq.mx

DATOS DE LOS INVESTIGADORES

Investigador Principal: CD. Patricia García Pérez

Estudiante del Posgrado de Rehabilitación Bucal, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Querétaro.

Celular: (722) 12415203

Correo electrónico: pqp_92@hotmail.com

Director de Tesis:

C.D.EPI. MAE Rosa María Sánchez Ayala

Docente del Posgrado de Rehabilitación bucal de la Facultad de Medicina de la

Universidad Autónoma de Querétaro

Asesoría y revisión

Celular: (461) 119 3603

Correo electrónico: rmdotty@gmail.com

DE LA INVESTIGACIÓN

El estudio se realizará en el laboratorio de investigación de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma de Querétaro.

FIRMAS DE LOS INVESTIGADORES

RESIDENTE:
CD. Patricia García Pérez

Director:
C.D.EPI. MAE Rosa María Sánchez Ayala
