



UNIVERSIDAD
Finis Terrae

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA EN ZIRCONIO
ARENADO CON ÓXIDO DE ALUMINIO**

BERNARDITA PÉREZ PINOCHET

Tesis de Grado presentado a la Facultad de Odontología de la Universidad Finis
Terrae, para optar al Título de Cirujano Dentista

Profesor Guía: Dra. Jacqueline Fisher Arancibia

Santiago, Chile

2020

AGRADECIMIENTOS

- Al laboratorio Schulz, y en especial a Pablo Schulz y Abraham Millaleo por facilitarme las muestras de zirconio y por su ayuda en el sinterizado y arenado de las muestras.
- A María Luisa Cerón, Coordinadora Área de Ciencias de la Ingeniería, Facultad Ingeniería UFT, por permitirme el uso de las instalaciones del laboratorio.
- A Natalia Romero, Encargada Laboratorio Ingeniería UFT, por ayudarme en el uso de la máquina de pruebas.
- A Carolina Vidal, por ayudarme en la parte estadística de la tesis.
- A mi tutora Dra. Jaqueline Fisher por siempre estar muy presente en toda la investigación, su responsabilidad, gran apoyo y ayuda.
- A mi familia por su confianza y apoyo incondicional durante toda la carrera.

INDICE

INTRODUCCIÓN	1
MARCO TEÓRICO	3
HIPÓTESIS	17
OBJETIVOS.....	18
MATERIAL Y MÉTODO.....	19
ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	24
DISCUSION.....	29
CONCLUSIONES.....	33
CONSIDERACIONES ÉTICAS	34
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	35

RESUMEN

PROPÓSITO: El objetivo de este estudio fue evaluar si el tratamiento de superficie de arenado del zirconio con óxido de aluminio influye en la resistencia a la fractura cuando se generan fuerzas de compresión. **MATERIAL Y MÉTODO:** Se prepararon 52 muestras en forma de disco de zirconio monolítico de 1 cm de diámetro y 1,5 mm de grosor los cuales fueron previamente sinterizados, al azar se escogieron 26 que formaron el grupo 1 (arenado) y otros 26 denominados grupo 2 (no arenado). Las muestras fueron sinterizadas y posteriormente se arenaron con óxido de aluminio de 50 μm , a 40 psi manteniendo una distancia de 10 milímetros durante 20 segundos. Posteriormente, se comprimieron en la máquina Materials Testing System ME-8230 (PASCO). El análisis estadístico se realizó utilizando el software SPSS. **RESULTADOS:** Luego de las pruebas de compresión, los valores para resistencia a la compresión fueron menores en el grupo arenado, es decir, disminuyen los valores de resistencia en este grupo, aunque estadísticamente la diferencia entre los 2 grupos no es significativa ya que p-valor es mayor a 0,05. Se acepta la hipótesis en donde la resistencia a la compresión es menor en el grupo arenado que el grupo no arenado. **CONCLUSIÓN:** El tratamiento de superficie del arenado influye en la resistencia del zirconio, disminuyendo sus propiedades mecánicas. Por lo tanto, el arenado con óxido de aluminio disminuye la resistencia a la fractura del zirconio monolítico multicapas en una prueba de compresión.

INTRODUCCIÓN

Uno de los objetivos principales de la odontología restauradora consiste en sustituir la estructura dental enferma o perdida por materiales que permitan restablecer la función y el aspecto de los dientes, por esto desde siempre se han necesitado materiales de restauración que tengan el aspecto de los tejidos dentales naturales. (1)

La porcelana dental es uno de los materiales más utilizados en prótesis fija ya que presenta un excelente valor estético y biocompatibilidad (2). Debido al gran uso de este material es necesario conocer los procedimientos y protocolos de tratamiento de su superficie previo a la cementación, para saber si estos son seguros y si ayudan a aumentar su longevidad. Uno de estos tratamientos es el arenado con partículas de óxido de aluminio, esto se realiza para aumentar las propiedades de adhesión entre la cerámica y el sustrato dentario, ya que genera microporosidades por lo que aumenta el área de contacto con la superficie de la pieza dentaria.

No existe gran evidencia que demuestre como afecta a las propiedades mecánicas el arenado del zirconio, por lo que es de gran ayuda poder realizar más estudios clínicos acerca de su influencia en este material.

Existen quienes afirman que el arenado puede afectar la superficie cerámica y su longevidad de forma negativa por crear microfracturas que pueden reducir la resistencia a la fractura de la porcelana. Zhang en el 2004, para poder demostrar que las fallas producidas por el arenado en la superficie cerámica pueden disminuir la resistencia de estas, hizo un estudio in vitro con muestras de alúmina de grano fino y zirconio tetragonal con policristales (Y-TZP), donde los resultados indican que el estrés compresivo superficial generado sobre la

cerámica por el proceso del arenado produce la disminución de resistencia debido a las microfracturas que genera el mismo proceso y que el comportamiento incluso de los materiales más resistentes, como el Y-TZP, puede verse en riesgo por los efectos nocivos del arenado, especialmente en áreas delgadas de la restauración. Por lo tanto, según este investigador, el tratamiento de superficie de arenado sobre las cerámicas en protocolos clínicos y de laboratorio, debe ser minimizado.
(3)

Debido a la falta de información clínica sobre los efectos del arenado en el zirconio, algunos fabricantes no recomiendan el arenado previo a la cementación, por lo que es de gran relevancia su estudio para así prevenir posibles fallas en rehabilitaciones.

Por lo tanto, el propósito de este estudio es evaluar si el tratamiento de superficie de arenado del zirconio con óxido de aluminio influye en la resistencia a la fractura cuando se generan fuerzas de compresión.

MARCO TEÓRICO

1. Generalidades de las porcelanas

Los materiales cerámicos están constituidos por átomos metálicos y no metálicos que pueden estar ligados por uniones iónicas y/o covalentes. Se distinguen por tener dos fases: una estructura ordenada, conocida como fase cristalina y una no ordenada llamada fase vítrea; la distribución y la cantidad de estas dos fases son fundamentales para el análisis de los materiales cerámicos. (4)

Las porcelanas constituyen un grupo de materiales cerámicos que se obtiene a partir de tres materias primas fundamentales: caolín (una arcilla de fórmula aproximada $2\text{SiO}_2 \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), cuarzo (una forma cristalina de sílice, SiO_2) y feldespato (un aluminio silicato que contiene potasio y sodio y que en la forma de feldespato potásico responde a la fórmula de $6\text{SiO}_2 \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{K}_2\text{O}$). (2)

Las cerámicas dentales, habitualmente llamadas porcelanas, tienen diversas aplicaciones en la Odontología Moderna, tienen una estética excelente, son resistente al desgaste y biocompatibles. (5)

La porcelana dental se utiliza ampliamente en rehabilitación oral, está indicada cuando existe gran pérdida de tejido dentario, por ejemplo, caries extensas que debiliten cúspides o comprometan más de 1/3 de la distancia intercuspidéa, cuando exista dificultad de retención para restauraciones convencionales (remanente de la pieza insuficiente o necesidad de otros elementos para dar solidez estructural) o cuando ya no esté indicado realizar una restauración directa, en este caso se deben realizar procedimientos restauradores indirectos, tales como carillas, inlays/onlays, prótesis fijas unitarias y plurales, para

estos procedimientos uno de los materiales que se utiliza son las cerámicas dentales.

Otros materiales son los cerómeros, estos alcanzan un mayor grado de polimerización en comparación con las resinas compuestas directas. Dentro de sus ventajas se destaca menor costo, una técnica de laboratorio más simplificada, menor rigidez, más fácil pulido en boca y facilidad de reparación en comparación con la porcelana.

Un factor importante para el uso en rehabilitación de cerámica es la resistencia, la propiedad mecánica de un material que garantiza que cumpla sus funciones de manera eficaz, segura y durante un período de tiempo razonable. En general, la resistencia es la capacidad de la prótesis de resistir la tensión inducida sin que se produzca una fractura o una deformación permanente (deformación plástica). En las restauraciones dentales, existen varios tipos de tensión, entre ellas está la fuerza de tracción, la fuerza de cizallamiento y la fuerza de compresión. La resistencia, entonces, depende de varios factores: 1) la tasa de deformación, 2) la forma de la muestra, 3) el acabado de superficie (que controla el tamaño relativo y el número de imperfecciones de la superficie) y 4) el medio en el que se prueba el material. Sin embargo, puede parecer que la resistencia clínica de los materiales frágiles (como las cerámicas) es menor cuando hay muchas imperfecciones superficiales o si existen zonas donde se concentra la tensión debido a un diseño inadecuado de un componente protésico (2). Si se quiere determinar la resistencia compresiva de un material se puede confeccionar, por ejemplo una probeta cilíndrica de 12mm de largo y 6mm de diámetro. Luego por medio de una máquina adecuada, se aplican fuerzas compresivas progresivamente en aumento hasta su ruptura. (1)

2. Historia de la Porcelana en Odontología

Los orígenes documentados del uso de la porcelana en Odontología se remontan al año 1774, donde Alexis Duchateau, farmacéutico y bioquímico francés cansado del olor, sabor y alteración del color de su prótesis total, buscó una solución para revertir esta situación. Notó que las porcelanas en su laboratorio tenían resistencia a la tinción y a la abrasión, y confeccionó un juego de prótesis de porcelana con la colaboración del dentista Nicolás Dubois de Shemont, la cual tuvo éxito, puesto que al dejar de utilizar dientes de humanos o animales evitaron la desagradable halitosis y tenía una mayor duración. En el año 1808, Fonzi presentó en Italia, los primeros dientes de porcelana que tenían pequeños aditamentos retentivos de metal para poder anclarse a la base de la prótesis, con esto dio punto de partida para la confección de las prótesis modernas. En 1839, John Murphy desarrolló en Londres la técnica de la lámina de platino, la cual permitió la realización de incrustaciones de porcelana. En 1913, Jenkins publicó en "The Dental Cosmos" un trabajo sobre las ventajas de la incrustación de porcelana, entre las cuales destacaron la conservación de la estructura dentaria y la gran estética. Sir Norman Bennett, citó 3 métodos para adaptar una porcelana a una preparación cavitaria, los cuales consistieron en desgastar un bloque previamente confeccionado en porcelana hasta que se adaptara a la cavidad, cocinando la porcelana y colándola; estos 3 métodos descritos hace casi 70 años, son actualmente los mismos pero mejorados por la tecnología moderna. (6,7)

Las porcelanas modernas tuvieron su comienzo en los años '50, inicialmente fueron las feldespáticas, que tenían baja resistencia al desgaste y alta tasa de falla, debido a que tendían a fracturarse; por lo tanto, para mejorar esto, aparecieron las porcelanas reforzadas con alúmina, que poseían mejor resistencia y donde su cementación era con cementos de resina. Posteriormente, aparecieron otras con núcleos reforzados de vidrio, cerámicas con óxido de alúmina, cerámicas vítreas y con disilicato de litio, las cuales mejoraron sus propiedades mecánicas. (8)

Uno de los problemas de las cerámicas es que post-sinterización presentan fallas internas como son las microfisuras y poros, lo que podría generar una fractura de la restauración o de la pieza dentaria. Las cerámicas que presentan mayores defectos en su superficie interna son las feldespáticas estratificadas, realizadas en forma manual. (9)

Existen nuevos tipos de porcelana, que poseen un aumento de la resistencia, debido a que, en su composición, se pueden encontrar diversos elementos como alúmina, leucita, disilicato de litio y zirconio estabilizado por itrio. (8)

3. Clasificación de las porcelanas

Antiguamente, las cerámicas se clasificaban según su composición, su uso, el tipo de infraestructura, forma de procesamiento de restauraciones, etc. En la actualidad, se han incorporado otros materiales a la categoría de cerámicas como las cerámicas con matriz de resina, a éstas la Asociación Dental Americana (ADA) las ha codificado como cerámicas, ya que tienen propiedades similares que no deben ser ignoradas. (10)

A raíz de esto, se realizó una nueva clasificación de las Cerámicas en el año 2015, en donde los autores Stefano Gracis et al en 2015, propusieron un nuevo enfoque a la Clasificación de Restauraciones Cerámicas en 3 familias:

a. Cerámicas con Matriz Vítreo: Materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que contienen una fase vítrea.

b. Cerámicas Policristalinas: Materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que no contienen una fase vítrea.

c. Cerámicas con Matriz de Resina: Contienen compuestos refractarios predominantemente inorgánicos que pueden incluir vidrios, cerámicas y vitro-cerámicas.

La familia de cerámicas con matriz vítrea se subdivide en 3 subgrupos: a1. Cerámicas Feldespáticas de origen natural; a2. Cerámicas Sintéticas; a3. Cerámicas infiltradas con vidrio. (10)

Las cerámicas policristalinas se subdividen en 4 subgrupos: b1. Alúmina; b2. Zirconio estabilizado; b3. Alúmina endurecida con Zirconio; b4. Zirconio endurecido con Alúmina (en donde las dos últimas se encuentran en desarrollo) (10).

4. Zirconio

El Zirconio, es un material estético y biocompatible, posee alta resistencia mecánica de 800 a 1.200 MPa, con resistencia a la flexión de hasta 1.200 MPa y tenacidad a la fractura que van desde 6 a 8 MPa (11). Es ampliamente utilizado en clínica complementado con tecnología CAD/CAM (12).

Este material químicamente corresponde a un óxido y tecnológicamente es un material cerámico no soluble en agua. Además, presenta alta radiopacidad y un bajo potencial de corrosión. Cuando el Zirconio se encuentra en estado puro es polimórfico y atrópico a presión ambiental, presentando 3 formas criptográficas a diferentes temperaturas, en las cuales están:

a) Fase monoclinica que va desde temperatura ambiente hasta los 1.170°C con un comportamiento mecánico reducido que contribuye a una disminuida cohesión de las partículas cerámicas y por lo tanto, de la densidad.

- b) Fase tetragonal se encuentra entre los 1.170 - 2.370°C, es una cerámica con propiedades mecánicas mejoradas.
- c) Fase cúbica, que corresponde a la temperatura sobre 2.370°C al punto de fusión, con propiedades mecánicas moderadas.

La transformación de las fases del zirconio es importante para mejorar la resistencia mecánica, la dureza y propiedades ópticas de esta cerámica. (13)

Se ha propuesto una clasificación del zirconio según su microestructura como Zirconio completamente estabilizado (FSZ), Zirconio parcialmente estabilizado (PSZ) y Zirconio tetragonal con policristales (TZP). En FSZ, el zirconio se encuentra en su forma cúbica y contiene más de 8% molar de óxido de itrio. El PSZ está formado por partículas tetragonales o monoclinicas de tamaño nanométrico en una matriz cúbica, en donde se le añaden óxidos estabilizadores como el magnesio, cerio, itrio y calcio. Y los TZP son materiales monolíticos, principalmente de fase tetragonal estabilizada, más comúnmente con itrio o cerio. Los zirconios dentales son del tipo TZP, más comúnmente Y-TZP, ya que esta forma posee una alta resistencia a la fractura luego de ser mecanizado y sinterizado. (10)

Por otra parte, la fase tetragonal de Y-TZP se convierte en fase monoclinica con expansión de volumen (4-5%) bajo las altas tensiones causadas por la abrasión de partículas de aire, y esta transformación puede producir diferentes tipos de daños que afectan la integridad estructural y la fiabilidad del material. Dado que la estructura monoclinica es inestable y estresante, existe una mayor tendencia de que esta fase sea frágil y puede resultar en una tendencia a la

fractura a largo plazo, por esto en Odontología Restauradora se utiliza el tipo Y-TZP en fase tetragonal para prótesis fija. (14)

Comparada con la alúmina, el zirconio tiene dos veces su resistencia a la flexión, debido al tamaño de grano y al mecanismo de transformación. (3)

La cerámica de Zirconio se utilizó históricamente como un núcleo protésico o subestructura, sobre el cual se colocaba cerámica de recubrimiento. Posteriormente, se utilizó para realizar restauraciones monolíticas monocromáticas. En la actualidad, existe una tendencia a utilizar bloques y discos para CAD/CAM policromáticos (o estratificados), imitando así la variación de los colores entre de la dentina y el esmalte. Además, estos se fabrican con distintos grados de translucidez. (10)

Un ejemplo de esto son los sistemas de zirconia multicapas. Este diseño tiene como objetivo imitar el gradiente de sombra observado en el diente natural: donde en incisal el área de la corona es más translúcida, y por otra parte en la región gingival crece el croma y opacidad. El primer sistema de zirconio multicapa en el mercado dental fue Katana™ (Kuraray Noritake, Japón) introducido al mercado en febrero del año 2015, incluyendo 3 tipos: Zirconia Ultra Translúcida de Múltiples Capas (UTML), Zirconia Super Translúcida de Múltiples Capas (STML) y Zirconia de Múltiples Capas (ML). La cantidad de itrio en este material entrega las propiedades de translucidez, es decir, al tener un mayor porcentaje en su estructura hace que el zirconio sea más translúcido, por lo que el zirconio UTML presenta la mayor cantidad de itrio y de fase cúbica, seguido por STML y ML. No existen diferencias significativas entre la translucidez del zirconio UTML y zirconio STML, lo que cambia es la pigmentación entre las capas de esmalte y dentina de los discos, pero no su translucidez (15). En cuanto a la resistencia a la flexión, se puede ver que el ML presenta los mayores valores, en este caso de 1.125 Mpa, luego esta STML con 748 Mpa y finalmente UTML con 557 Mpa. Para usos

rehabilitadores, UTML está recomendado para piezas anteriores, pueden ser coronas y carillas, inlays / onlays y prótesis fija unitaria posterior, mientras que STML está recomendado para piezas posteriores donde se usa para prótesis fija plural de hasta 3 piezas. (16)

5. Tratamiento de superficie de las porcelanas

Un aspecto importante de las restauraciones de porcelana es el proceso de cementación a las estructuras dentales que la soportan. Los tratamientos de superficie son utilizados para mejorar la adhesión entre la cerámica y el sustrato que se unirá. La superficie interna de este material puede ser preparada para lograr la integración del material al diente mediante sistemas adhesivos específicos y para ello se recurre a distintos tratamientos acondicionadores de la superficie interna, con el objetivo de lograr una mejor adhesión debido al aumento de la retención mecánica. (11,17)

Los tratamientos de superficie de todas las cerámicas se pueden dividir en métodos mecánicos, tales como arenado con óxido de aluminio, técnicas de infiltración selectiva (SIT), tratamiento con láser, solución de grabado caliente, revestimiento con nanopartículas de alúmina, revestimiento triboquímico de sílice; y químicos como el uso de ácido fluorhídrico, el agente de acoplamiento con silano, otro agente de acoplamiento, el cual contiene un monómero de ácido fosfórico y también el 6-MHPA. (18)

El arenado es un método de tratamiento de superficie que se utiliza para formar rugosidades y aumentar el área de superficie. También, se utiliza para limpiar las superficies del sustrato, permitiendo así que el cemento de resina actúe en él. (13)

Las cerámicas han sido clasificadas en función de la susceptibilidad de su superficie de corroerse por el grabado con ácido fluorhídrico. Estas son las “Cerámicas Ácido Sensibles” en las cuales el ácido fluorhídrico corroe la superficie cerámica posibilitando la unión micromecánica con cementos resinosos y unión química por el uso de agente silano, dentro de estas se encuentran las cerámicas feldespática, la feldespática modificada con leucita y la cerámica a base de disilicato de litio, en el procedimiento la matriz vítrea se elimina selectivamente y la estructura cristalina queda expuesta. Las microporosidades aumentan el área de superficie y logran una retención micromecánica del cemento de resina (15); las “Cerámicas Ácido Resistentes”, son las que experimentan poca o ninguna corrosión superficial por la acción del ácido fluorhídrico. Estas últimas, generalmente se someten al arenado con partículas de óxido de aluminio o de sílice, este es el caso del Zirconio. (9)

La acción del ácido fluorhídrico sobre el Zirconio se encuentra en constantes estudios, algunas investigaciones dicen que no actúa de forma relevante sobre la superficie, debido a que este material no contiene fase vítrea y su estructura policristalina muestra gran resistencia a los ácidos (18,19). Otros estudios dicen actúa sobre la superficie generando un patrón de grabado. (12)

La falta de sílice hace que sea difícil establecer una fuerza de unión adecuada a las resinas compuestas, para esto se han utilizado algunos adhesivos que contienen monómero de 10-metacriloxydecilfosfato deshidrogenado (10-MDP) para promover la adhesión entre la resina compuesta y el zirconio.

Considerando los sistemas acondicionantes del zirconio, numerosos tratamientos de superficie cerámica han sido sugeridos para compensar este tema basados en retenciones micro mecánicas entre la cerámica y los agentes adhesivos, en tanto superficies más porosas tiene mayor área de contacto. A

pesar del excelente resultado del láser, este ha sido superado por el tratamiento con revestimiento triboquímico de sílice con 30 y 110 μm de partículas de sílice recubierto con óxido de aluminio (Al_2O_3) ha probado que fortalece y además activa químicamente la zirconia, con ello haciéndola más receptiva a uniones químicas vía agentes de enlace de silano. (20)

6. Sistema CAD/CAM

Las modernas tecnologías de producción industrial que aplican técnicas avanzadas de elaboración digital conquistan gradualmente diversas áreas de la Odontología. La tecnología CAD/CAM especialmente estudiada y desarrollada por la Industria aeronáutica y automovilística, actualmente encuentra diversos campos de actuación que van desde la realización de utensilios domésticos hasta numerosas aplicaciones en el campo de la Medicina y Odontología. Los principios básicos que inspiraron esta nueva tecnología de trabajo fueron la disminución del tiempo de diseño y producción, con la consiguiente reducción de costos y disminución de las variables que depende del operador. (9)

En Odontología, la introducción de los sistemas automatizados, para producir estructuras protésicas a partir de bloques preformados producidos industrialmente, permitió estandarizar la calidad de los trabajos y el uso de materiales que presentan mejor desempeño con elevada calidad estética. (9)

El sistema CAD/CAM se divide en 3 etapas (21):

- Etapa 1: Consiste en la captura de datos (involucra la digitalización)
- Etapa 2: Es el procesamiento de los datos adquiridos (CAD)
- Etapa 3: Producción de las restauraciones (CAM)

Las herramientas utilizadas en este sistema son de digitalización, software de diseño y talladoras para producir las restauraciones.

La digitalización puede ser directa o indirecta (21).

- a. Directa: Adquisición de datos del diente preparado mediante scanner intraoral, esto es ventajoso porque evita la impresión por lo que causa menos molestias durante el proceso. Además, no es afectada por cambios dimensionales de los materiales de impresión y de vaciado. Ha demostrado ser preciso y clínicamente aceptable. Pero si el diente posee una preparación subgingival, donde es difícil aislar la saliva y la sangre, no siempre estará garantizado tener una imagen digital precisa. También, en el caso de que el paciente presente restauraciones metálicas, estas reflejan y dispersan la luz causando una distorsión de la imagen.
- b. Indirecta: Las cuales se capturan digitalizando los modelos o las impresiones. Dentro de estos existen 2 métodos:
 - i. Por vaciado: En el cual primero se realiza el vaciado de la impresión para la obtención de un modelo de yeso y luego se escanea.
 - ii. Por exploración de impresiones: Los datos se obtienen a través de la impresión en sí, sin fabricar un modelo. Se pueden utilizar 2 métodos uno a través de una sonda pequeña (mecánico), pero esta puede deformar la línea de terminación donde el material de impresión es delgado; el otro método (óptico) es mediante un láser el cual es limitado para capturar socavados.

CAM (Computer Aid Manufacturing) se refiere a la fabricación de la restauración con sistema de tallado o fresado asistido por un computador. Se puede dividir en 3 grupos: (22)

- Técnica de sustracción a partir de un bloque sólido, es la técnica más utilizada para la fabricación de restauraciones indirectas y prótesis fija, y el cual consiste en la fresar el contorno de un bloque prefabricado industrialmente de diferentes materiales.
- Técnica de adición mediante la aplicación de materiales en un troquel.
- Técnica de fabricación de sólidos en forma libre.

7. Cementación del Zirconio

Los cementos dentales permiten por acción mecánica, química o por una combinación de ambas, la fijación de la restauración al diente, además, generando un sellado de la interfase diente/restauración. (22)

Los cementos disponibles en Odontología se pueden clasificar de acuerdo a su química y a sus aplicaciones. Los cementos deben tener un grosor de película y una consistencia adecuada para la cementación como es descrito en “American Dental Association (ADA)” en la especificación número 96 y en “International Organization for Standardization (ISO)” especificación 9917. (23)

Las tres categorías de cementos dentales definitivos y temporales son:
En base de agua, en base de resina y en base de aceite.

a. Cementos en base de agua: Típicamente, se someten a una reacción de fijación ácido-base y son ácidos durante la cementación. Estos cementos no son adhesivos o tiene una baja fuerza de adhesión a la estructura del diente. Algunos

cementos en base a agua proporcionan liberación de flúor. Ejemplos de estos cementos son vidrio ionómero, vidrio ionómero modificado con resina, fosfato de zinc y poliacrilato de zinc.

b. Cementos en base de resina: Son químicamente similares a las resinas compuestas. Tienen mayor fuerza de adhesión a la estructura del diente cuando se unen a adhesivos dentales. En algunos casos, estos cementos son autoadhesivos en la dentina. Para algunos cementos en base a resina, los tratamientos de superficies combinados con primers y monómeros permiten la adherencia a las aleaciones metálicas y cerámicas dentales. Aunque estos cementos tienen propiedades físicas mejores, en general son más sensibles a la técnica de uso.

c. Cementos en base de aceite: Son usados generalmente para la cementación de restauraciones temporales. Estos cementos tienen un espesor de película mayor que los cementos en base de agua y de resina, y sus propiedades físicas son mucho más bajas. (23)

En la actualidad, se mencionan dos formas principales para la cementación del Zirconio: Convencional y Adhesiva. Para la cementación adhesiva se propone que se debe realizar un tratamiento de superficie con óxido de aluminio, luego se limpia la superficie con ácido ortofosfórico al 37% para eliminar residuos que pueden haber quedado en el material. Se aplica el agente imprimante, el cemento en base a resina, se lleva en conjunto a la preparación y finalmente la polimerización. Para la cementación convencional se utiliza en general vidrio ionómero modificado con resina, puede venir en presentación de polvo/líquido o pasta/pasta, es de autocurado y no necesita arenado de la superficie de la restauración. (23)

Los cementos en base de resina, son los materiales estándar utilizados para cementar una prótesis de porcelana libre de metal a las estructuras dentales. Estos cementos tienen composiciones y características similares a las restauraciones convencionales de resina compuesta y consisten en rellenos inorgánicos dentro de en una matriz orgánica (por ejemplo, Bis-GMA, TEGDMA, UDMA). La retención de una restauración en la estructura dental, y el sellado del espacio marginal entre la restauración y el diente, depende de varios factores, uno de ellos es la capacidad del agente de cementación para unirse a la superficie de la cerámica. (22)

Como se mencionó anteriormente, para poder tratar la superficie del Zirconio se requiere de métodos mecánicos, como el arenado que produce una superficie rugosa. Cuando se realiza arenado en Zirconio altamente sinterizado, se crean depresiones y protuberancias agudas en la superficie que promueve la transformación de fase tetragonal a monoclinica. (18, 24, 25). Estudios previos han demostrado que este tratamiento de superficie aumenta la retención de la corona sin importar el cemento utilizado. (14)

Según Tsukakoshi et al. el arenado es el método más efectivo para aumentar la retención micromecánica. Reddy et al. señala que la fuerza de unión aumenta después del acondicionamiento de superficie con partículas de óxido de aluminio 50 μm . De acuerdo a Karimipour-Saryazdi et al. la aplicación del cemento correcto es más crucial que el acondicionamiento de superficie. Subaşı al igual que Karimipour-Saryazdi et al. concluyeron que los tipos de cemento son más importantes que los métodos de acondicionamiento de superficie. (18)

HIPÓTESIS

El zirconio arenado con óxido de aluminio presenta menor resistencia a la fractura que el zirconio no arenado en una prueba de compresión.

OBJETIVOS

a) Objetivo General

1. Comparar el comportamiento del zirconio arenado con óxido de aluminio y el zirconio no arenado en una prueba de compresión.

b) Objetivos Específicos

1. Evaluar los valores de resistencia a la compresión en zirconio arenado con óxido de aluminio.
2. Evaluar los valores de resistencia a la compresión en zirconio sin arenado (grupo control).
3. Determinar diferencias entre los valores de resistencia a la compresión obtenidos en el grupo intervenido (con tratamiento de superficie) y en el grupo control.

METODOLOGÍA

1. Diseño del estudio

Estudio de tipo experimental in vitro

2. Población y muestra.

La población de estudio fueron discos de zirconio monolítico multicapas STML Katana TM (Kuraray Noritake, Japón) que fueron proporcionados por el laboratorio dental Schulz.

I. Confección de las probetas.

a. Preparación de las muestras de zirconio

El primer paso fue el corte del zirconio con discos carborundum y pimpollo para obtener 52 probetas, las que tuvieron una forma de discos de 10 mm de

diámetro y 1,5 mm de espesor, luego se les realizó un pulido con lija al agua de grano medio y fino (Ver figura 1). Posteriormente fueron llevadas a un Horno Dekema Austromat μ sic (Freilassing, Alemania), donde se les realizó el proceso de sinterización de acuerdo a las instrucciones del fabricante. En forma aleatoria se apartaron 26 muestras para formar el grupo control, y las otras 26, se denominaron grupo intervenido.

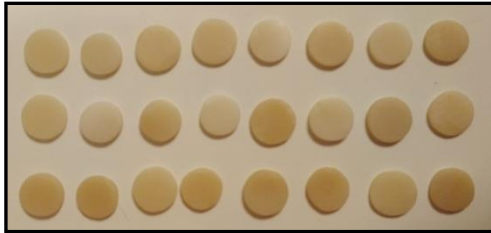


Figura 1.- Muestras de zirconio

b. Tratamiento de superficie de las muestras de zirconio en grupo intervenido.

El grupo intervenido que constó de 26 probetas, se les realizó un tratamiento de superficie con la Arenadora Dentalfarm modelo ECO, con óxido de aluminio de 50 μ m, a 40 psi manteniendo una distancia de 10 milímetros durante 20 segundos, en un ángulo de 90°. Las probetas fueron almacenadas en un contenedor plástico.

II. Utilización de probetas para pruebas de compresión

Para el testeo de las muestras, éstas fueron posicionadas de forma horizontal en la platina de carga de la máquina Materials Testing System ME-8230 (PASCO) donde fueron sometidas a fuerzas de compresión (Ver figura 2). Las probetas arenadas y no arenadas se comprimieron hasta llegar al punto de

fractura. Con esta prueba se analizaron luego los valores de resistencia a la compresión.

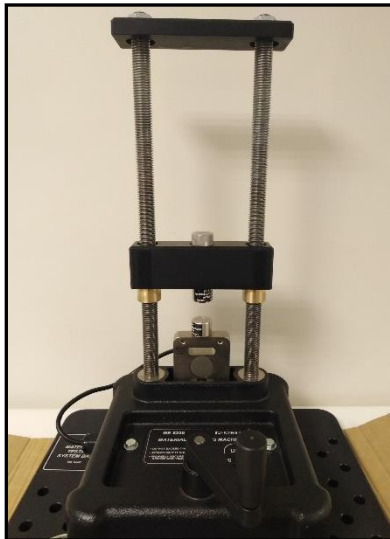


Figura 2.- Máquina Materials Testing System ME-8230 (PASCO) con aditamentos y calibrada para realizar prueba de compresión.



Figura 3.- Probeta en posición para realizar prueba de compresión.

3. Variables.

- Dependiente: Resistencia

Variables dependientes	Definición conceptual	Naturaleza de la variable	Nivel de medición	Instrumento u obtención de datos
------------------------	-----------------------	---------------------------	-------------------	----------------------------------

Resistencia	Tensión máxima que puede soportar una estructura sin sufrir una determinada deformación plástica (límite elástico) o tensión aplicada sobre un punto de fractura (resistencia a la rotura)	Cuantitativa Continua	MPa	Mediante una ficha
--------------------	--	--------------------------	-----	--------------------

- Independiente: Tratamiento de superficie (arenado)

Variables independientes	Definición conceptual	Naturaleza de la variable	Nivel de medición	Instrumento u obtención de datos
Tratamiento de superficie (arenado)	Superficie del zirconio sinterizado y luego arenado con óxido de aluminio 50 μm , 40 psi manteniendo una distancia de 10	Cualitativa Nominal	1: grupo arenado 2: grupo no arenado	Mediante una ficha

	milímetros durante 20 segundos, en un ángulo de 90°			
--	--	--	--	--

4. Técnicas de recolección de datos.

La recolección de datos, fue a través de los análisis obtenidos con las pruebas de compresión realizadas en la máquina Materials Testing Machine ME-8236, ésta es calibrada antes de realizar la prueba, de forma manual y a través del software PASCO Capstone, el cual dio el esfuerzo necesario para fracturar las probetas. Los resultados de las pruebas de compresión se tabularon en una planilla Excel para su posterior análisis estadístico.

Luego de realizar las pruebas de compresión, se guardaron cada una de las probetas en un envase de plástico hermético con un número que las identifique para su posterior análisis.

ANALISIS DE RESULTADOS

I. Evaluación de los valores de resistencia a la compresión en zirconio arenado con oxido de aluminio.

La prueba de compresión fue realizada en la máquina Materials Testing Machine ME-8236 para luego ser llevadas al software PASCO Capstone, el cual dio el esfuerzo necesario para fracturar las probetas (Ver figuras 4 y 5).



Figura 4.- Probeta fracturada luego de prueba de compresión.



Figura 5.- Probetas fracturadas luego de prueba de compresión.

Dichos resultados fueron analizados estadísticamente usando el software SPSS, en donde, se calculó la media, desviación estándar, mínima, máxima y mediana para el grupo arenado y no arenado, los cuales se pueden apreciar en la tabla 1. Además, en las figuras 6 y 7 se aprecian los valores más significativos de la curva de comportamiento de las probetas en la prueba de compresión (probeta arenada y no arenada) a través de gráficos de Esfuerzo v/s Deformación. Mediante el test de Shapiro Wilk se revisó la distribución de la resistencia para cada grupo experimental, en función de los resultados se utilizó la prueba U de Mann Whitney para comparar los grupos. Se consideró un nivel de significación estadístico de 0,05.

Esfuerzo (Mpa)							
	N	X	Sd	Mín	Máx	Med	Shapiro-Wilk sig.
Arenados	26	21,1215	11,83318	5,44	42,89	18,8450	0,35
No arenados	26	26,8815	10,21891	8,94	42,63	29,5800	0,70

Tabla 1.- Valores estadísticos del grado de resistencia a la compresión en el zirconio arenado y no arenado.

Estadísticamente, se observa que la media para el grupo arenado es de 21,1215 y para el grupo no arenado es de 26,8815, por consiguiente, para el grupo no arenado se necesitó de más esfuerzo para lograr fracturar las probetas. Esto significa que el grupo no arenado presenta mayor resistencia mecánica en la prueba de compresión.

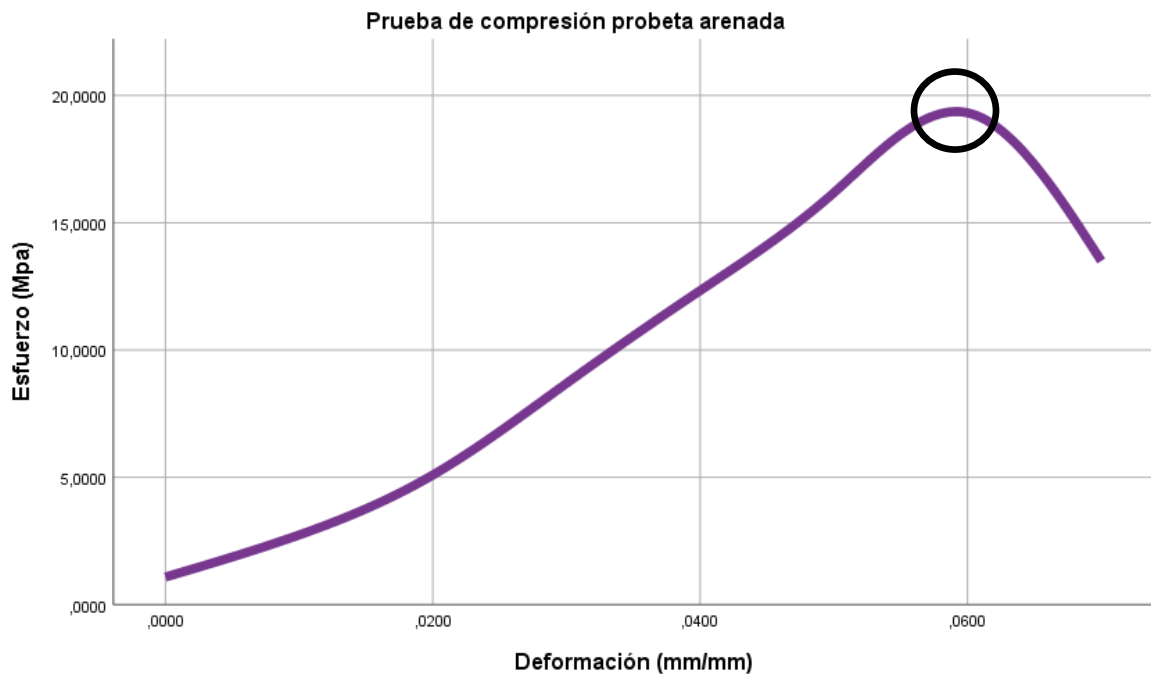


Figura 6.- Gráfico representativo de probeta arenada luego de la prueba de compresión.

En este gráfico se aprecia una curva que va ascendiendo, representando la zona elástica, hasta el límite elástico que se encuentra dentro del círculo negro (19 MPa aproximadamente) donde no se observa una zona plástica sino que la muestra se fractura de inmediato.

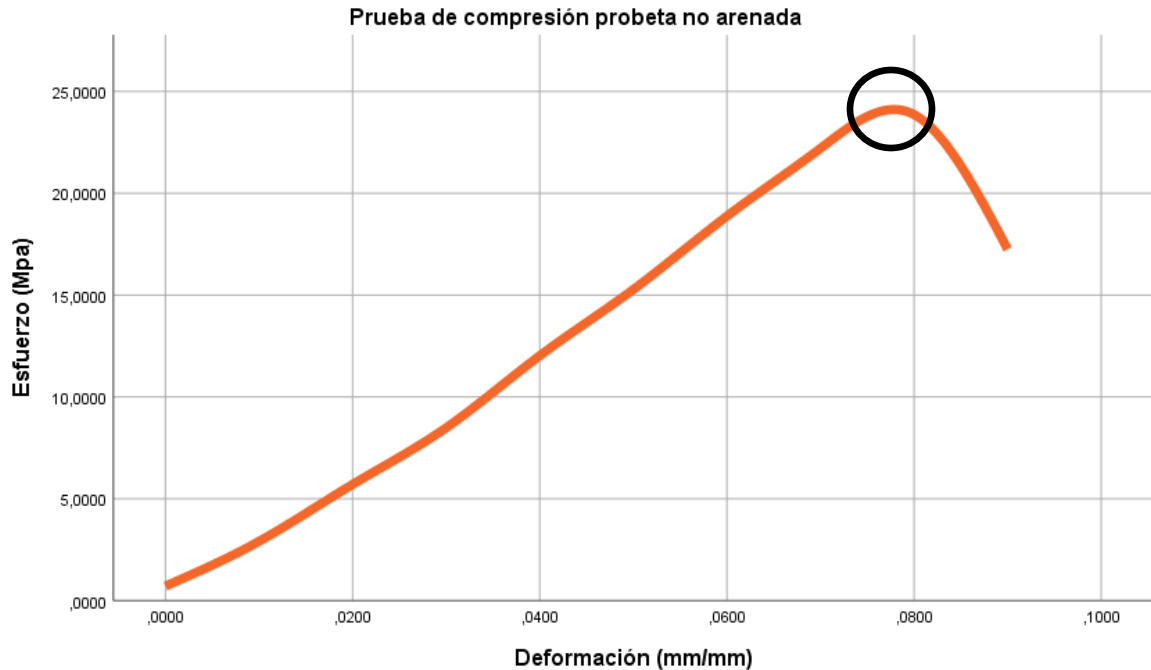


Figura 7.- Gráfico representativo de probeta no arenada, luego de la prueba de compresión.

En este gráfico, como en el anterior se aprecia una curva que va ascendiendo, la que representa la etapa elástica de la muestra, luego a los 24 MPa aproximadamente se fractura por lo que no alcanza a tener una fase plástica ya que el material es rígido.

II. Determinar diferencias entre los valores de resistencia a la compresión obtenidos en el grupo 1 y en el grupo 2 (con tratamiento de superficie)

Los resultados obtenidos fueron analizados mediante la prueba no paramétrica de U de Mann Whitney tanto para el grupo arenados como para el grupo no arenado, los cuales se ven representados en la figura 8.

En la prueba de U de Mann Whitney se comparan los valores medios, en este caso la mediana, en relación a cuánto se alejan los valores en torno a su media.

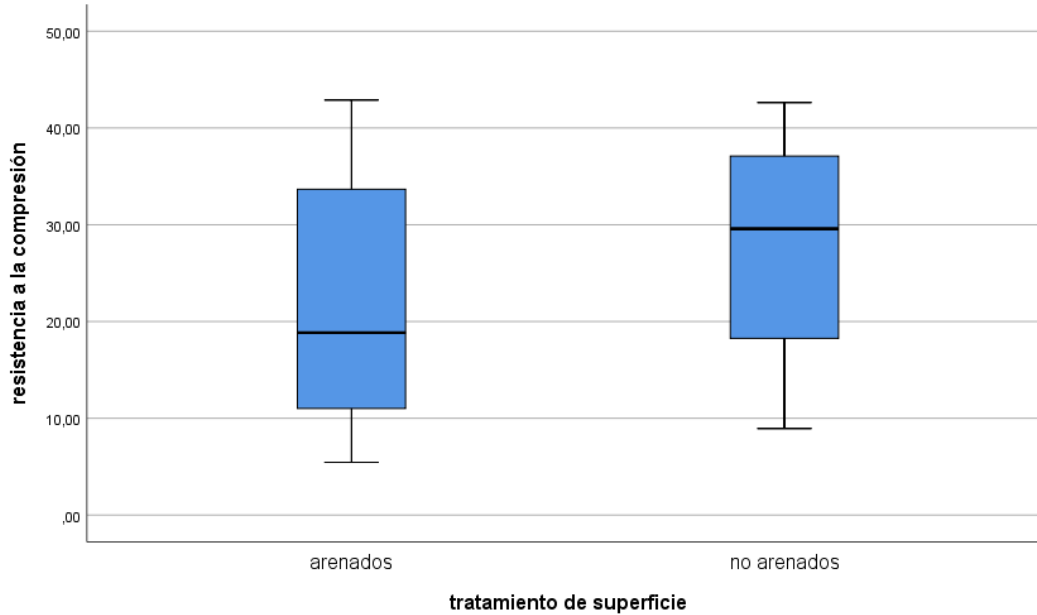


Figura 8.- Gráfico de cajas comparando grupo arenado vs no arenado. Prueba U de Mann Whitney de comparación de media. Esfuerzo p-valor 0,07.

Las diferencias encontradas entre los 2 grupos no son significativas estadísticamente ya que el valor encontrado es mayor a 0,05.

DISCUSION

Recientemente, nuevos sistemas totalmente cerámicos como el zirconio translúcido han sido desarrollados con el fin de cumplir con los requisitos de los pacientes que cada vez solicitan más restauraciones estéticas y libres de metales. (26).

Los tratamientos de superficie de los materiales cerámicos, como es el caso del arenado, se utilizan para formar rugosidades e irregularidades en la superficie y con esto, aumentar el área de unión al cemento para, de esta manera, maximizar la longevidad de las restauraciones indirectas en boca (13).

En el caso del zirconio, el protocolo empleado para el tratamiento de superficie con óxido de aluminio está en constante discusión, ya que no se sabe con claridad si es necesario el arenado o no, para aumentar la adhesión entre el elemento protésico de zirconio y la estructura dentaria, en el proceso de cementación, debido a las posibles microfracturas que se generan en el material que significaría una menor resistencia mecánica (3).

Durante la masticación, se ejercen fuerzas de tracción y de cizallamiento sobre las restauraciones. Por lo tanto, es esencial que un material restaurador tenga una adecuada resistencia a este tipo de fuerzas. Los adhesivos deben tener una alta resistencia al cizallamiento para resistir las fuerzas internas que pueden hacer que la estructura del material se deslice contra sí misma y, al mismo tiempo, la capacidad de resistir a las fuerzas de tracción. Una superficie de unión debe estar rugosa, libre de contaminantes y poseer una alta energía libre de superficie (27).

Una de las limitaciones de este estudio, fue que no existen investigaciones donde se utilice el mismo tipo de muestra (tamaño, forma, grosor, etc.) ni los mismos materiales (zirconio marca Katana TM, máquina de pruebas Materials Testing System ME-8230 PASCO) con las cuales comparar los resultados obtenidos.

Tamayo K y Valencia C realizaron su tesis de pregrado en el año 2018 en donde su objetivo fue evaluar el aporte del patrón de grabado mediante arenado con óxido de aluminio sobre la superficie de zirconio, a los valores de adhesión entre el zirconio y la resina compuesta. Se realizaron muestras de resina compuesta, se cementaron entre ellas con adhesivo Single Bond Universal y cemento de resina Relyx Ultimate para formar las probetas. Posteriormente, se traccionaron en la máquina Materials Testing System ME-8230 (PASCO). Los resultados mostraron que existe una diferencia estadísticamente significativa, ya que la resistencia adhesiva para el grupo no arenado tuvo un valor promedio de $10,3467 \pm 1,40$ MPa y para el grupo arenado presentó un valor promedio de $14,7244 \pm 2,33$ MPa, es decir, se vio que el tratamiento de superficie del arenado aporta en los valores de adhesión entre el zirconio y la resina compuesta, por lo que el arenado, si aumenta la resistencia frente a la tracción (28).

En un estudio realizado en el año 2017 por Khan A *et al.* hicieron una revisión de 202 artículos en donde se habla de diferentes tratamientos de superficie sobre el zirconio para aumentar su unión con el cemento adhesivo. Se descubrió que la aplicación de arenado produce un aumento de la rugosidad de la superficie, acompañado de la pérdida de material de ésta. Las irregularidades de la capa superficial se deben a la transición de fase de tetragonal a monoclinica, lo que resulta en estrés y falla de la porcelana. Cuando se realiza el arenado con partículas de alúmina más grandes (mayor o igual a $100 \mu\text{m}$) a una presión de aire más alta (2.8 bares), la fuerza de unión entre el cemento y el zirconio aumenta significativamente. El proceso abrasivo elimina las capas contaminadas sueltas,

aumenta el área de superficie disponible para la unión y mejora la humectabilidad del material de fijación. Sin embargo, estudios recientes han expresado su preocupación por los defectos de la superficie producidos por la abrasión de partículas en el aire, que pueden convertirse en la fuente de concentración de estrés y acelerar el desarrollo de fallas en la clínica (29). En el presente estudio se utilizaron partículas de alúmina de menor tamaño, pero de igual forma se pudo apreciar una disminución en la resistencia a la fractura del zirconio arenado.

Bhargava S *et al.* en el año 2012 realizaron un estudio donde examinaron y compararon la cantidad de transformación de fase tetragonal a monoclinica que ocurre después del arenado con tres medios diferentes (carburo de silicio - SiC, alúmina - Al₂O₃ y zirconia - ZrO₂) y su consiguiente efecto sobre la resistencia de del zirconio. Utilizaron 30 discos de zirconio a los cuales se les realizó el tratamiento de superficie a 40 psi a una distancia de 15mm en un ángulo de 90°. La resistencia a la fractura correspondiente en cargas de fatiga fue mayor en el caso de superficies arenadas con SiC, seguido por las superficies arenadas con Al₂O₃ y ZrO₂. La supervivencia general en condiciones de carga cíclica fue ligeramente mayor para las superficies arenadas con Al₂O₃ seguido de las arenadas con SiC (30).

Zhang en el año 2004, en un intento por demostrar que las fallas producidas por el arenado en la superficie cerámica pueden disminuir la resistencia de estas, particularmente al estar sujetas a cargas cíclicas de fatiga, hizo un estudio in vitro con muestras de alúmina de grano fino y Y-TZP, donde los resultados indican que el estrés compresivo superficial generado sobre la cerámica por el proceso del arenado no es suficiente para contrarrestar la disminución de resistencia por parte de las microfracturas que genera el mismo proceso y que el comportamiento incluso de los materiales más resistentes, como el Y-TZP, puede verse en riesgo por los efectos nocivos combinados del arenado y las cargas de fatiga, especialmente en áreas delgadas de la restauración. Por lo tanto el arenado sobre

las cerámicas en protocolos clínicos y de laboratorio, debe ser minimizado (3). Al igual como se vio en este estudio en donde el arenado con óxido de aluminio disminuyó la resistencia a la fractura del zirconio en comparación con el zirconio no arenado.

Fonseca G *et al.* en un estudio donde se evaluó el efecto del tratamiento de superficie en la resistencia a la flexión, en muestras de zirconio las cuales fueron arenadas con partículas de óxido de aluminio de 50 μm (Al_2O_3), 120 μm y 250 μm . En los resultados reportaron una disminución en la resistencia a la flexión después del arenado con partículas de Al_2O_3 de 250 μm . También con el arenado de óxido de aluminio se disminuyó la resistencia de la cerámica de zirconio debido a la fase de transformación que surge de la abrasión severa que se generó con las partículas de Al_2O_3 (31). Al igual que en este estudio, la resistencia mecánica del zirconio fue disminuida debido al tratamiento de superficie.

Según los resultados de esta investigación, como se vio que la resistencia a la fractura disminuye en el grupo arenado de Zirconio Super Translúcida de Múltiples Capas (STML) de marca Katana TM (Kuraray Noritake, Japón), se podría decir que se obtendrían los mismos resultados con los otros tipos de zirconio, como Zirconio Ultra Translúcido de Múltiples Capas (UTML) y Zirconio de Múltiples Capas (ML), por lo que si el clínico prefiere utilizar un sistema de cementación convencional, en donde no se necesita el tratamiento de superficie de la restauración, debe avisar previamente a su laboratorio.

Por lo tanto, el propósito del presente estudio fue evaluar el aporte del patrón de grabado mediante arenado con óxido de aluminio a los valores resistencia a la fractura del zirconio, para estandarizar protocolos clínicos al momento de la toma de decisiones antes de realizar la cementación de la restauración en la pieza dentaria.

CONCLUSIÓN

Del presente estudio, se pueden extraer las siguientes conclusiones:

- La resistencia a la compresión del grupo arenado tuvo un valor promedio de $21,1215 \pm 11,83318$ MPa.
- La resistencia a la compresión del grupo no arenado tuvo un valor promedio de $26,8815 \pm 10,21891$ MPa.
- Las probetas que tenían tratamiento de superficie con óxido de aluminio 50 μm durante 20 segundos, obtuvieron valores de resistencia a la compresión menores que las probetas que no poseían este tratamiento de superficie.
- Se acepta la hipótesis, en donde el zirconio arenado con óxido de aluminio presenta una menor resistencia a la fractura que el zirconio no arenado en una prueba de compresión.

Debido a los resultados, es necesario realizar más estudios en diferentes tipos de zirconio que son utilizados en clínica, para posteriormente estandarizar de mejor manera los protocolos clínicos.

CONSIDERACIONES ÉTICAS

Para la realización de este estudio se utilizaron muestras de bloques de Zirconio, los cuales fueron otorgados por el laboratorio Dental Schulz y los tratamientos de éstos se realizaron en el mismo lugar.

En este trabajo no se utilizaron ningún tipo de muestra humana o de origen animal.

Los autores de este trabajo de investigación declaran no tener conflicto de interés.

Además, fue autorizado por el CEC de la Universidad Finis Terrae.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Macchi.; “Materiales Dentales”, 4° ed, editorial Médica Panamericana 2005, Cap. 1-28.
2. Anusavice K.J. Phillips, ciencia de los materiales dentales. 11ª ed. Madrid: Elsevier España 2004. p73-92
3. Echeverri M, Rayo G. cementación de estructuras para prótesis parcial fija en zirconia. Rev Fac Odontol Univ Antioquia [Internet]. 2013. [citado 17 de mayo de 2019];24(2):321–35. Disponible en : <http://www.scielo.org.co/pdf/rfoua/v24n2/v24n2a11.pdf>
4. Bader M., Astorga C. Biomateriales Dentales, tomo I: Propiedades generales. 1a edición U. de Chile, [Internet] 2004. [citado 17 mayo 2019] Cap. 1-6. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/267991083/TEXTO-DE-BIOMATERIALES-ODONTOLOGICOS-TOMO-I-pdf>
5. Güth JF, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know?. Quintessence Int [Internet]. 2019 [citado 14 de junio de 2019];50(7):512-520. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31187100>
6. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. Dent Clin North Am [Internet]. octubre de 2017 [citado 17 de mayo de 2019];61(4):797–819. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28886769>

7. Barrancos Mooney J, Barrancos PJ. Operatoria dental: integración clínica [Internet]. 4a ed. Editorial Médica Panamericana; 2006 [citado 12 de mayo de 2019]. 1275 p. Disponible en: [https://books.google.cl/books?id=zDFxeYR8QWwC&pg=PA1189&dq=introduccion+a+la+ceramica+dental&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjQ6tvEmqfbAhUMjpAKHdzaC9Q6AEIJzAA - v=onepage&q=introduccion a la cerámica](https://books.google.cl/books?id=zDFxeYR8QWwC&pg=PA1189&dq=introduccion+a+la+ceramica+dental&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjQ6tvEmqfbAhUMjpAKHdzaC9Q6AEIJzAA-v=onepage&q=introduccion+a+la+ceramica)
8. Conceição EN. Odontología restauradora: salud y estética [Internet]. Editorial Médica Panamericana; 2008 [citado 17 de mayo de 2018]. 541 p. Disponible en: <https://www.medicapanamericana.com/Libros/Libro/3885/Odontologia-Restauradora.html>
9. Bottino MA, Faria R, Valandro LF. Percepción. Estética en Prótesis Libres de Metal en Dientes Naturales e Implantes. 1a ed. sao paulo: Artes Medicas; 2009. 766 p.
10. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont [Internet]. [citado 16 de mayo de 2019];28(3):227–35. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25965634>
11. Libeck W, Elsayed A, Lehmann F, Kern M. Efficacy of Different Surface Treatments for Intraoral Repair of Veneered Zirconia Frameworks. J Adhes Dent [Internet]. 2017 [citado 16 de mayo de 2019];19(4):323–9. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28849798>
12. Lee J-H, Lee C-H. Effect of the Surface Treatment Method Using Airborne-Particle Abrasion and Hydrofluoric Acid on the Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia. Dent J [Internet]. 17 de julio de 2017 [citado 16

de mayo de 2019];5(3):23. Disponible en:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29563429>

13. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Futur Dent J* [Internet]. 1 de diciembre de 2016 [citado 22 de mayo de 2019];2(2):55–64. Disponible en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2314718016300398>
14. Moon J-E, Kim S-H, Lee J-B, Han J-S, Yeo I-S, Ha S-R. Effects of airborne-particle abrasion protocol choice on the surface characteristics of monolithic zirconia materials and the shear bond strength of resin cement. *Ceram Int* [Internet]. 1 de enero de 2016 [citado 24 de mayo de 2019];42(1):1552–62. Disponible en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S027288421501812X>
15. Kolakarnprasert N, Kaizer M , Kyung K , Zhang Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Materials* [Internet]. 13 de febrero de 2019 [citado 2 de junio de 2019]; 35(5):797-806. Disponible en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564118314799?via%3Dihub>
16. Erdelt K, Pinheiro Dias Engler M, Beuer F, Güth J, Liebermann A., & Schweiger J. Computable translucency as a function of thickness in a multi-layered zirconia. *J Prosthet Dent* [Internet]. Abril 2019 [citado 3 de junio de 2019];121(4):683-689. Disponible en:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30527568>
17. Kansu G, Gökdeniz B. Effects of different surface treatment methods on the bond strengths of resin cements to full ceramic systems. *J Dental Sci*

- [Internet]. Agosto 2004 [citado 2 de junio de 2019];6(3):134–139. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1991790211000523>
18. Cho JH, Kim SJ, Shim JS, Lee K-W. Effect of zirconia surface treatment using nitric acid-hydrofluoric acid on the shear bond strengths of resin cements. J Adv Prosthodont [Internet]. abril de 2017 [citado 24 de mayo de 2019];9(2):77. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28435615>
19. Yu-Sung Choi, Sung-Hun Kim, P Jai-Bong Lee, Jung-Suk Han. *In vitro* evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials. J Adv Prosthodont. Agosto 2012[Internet]. 2017 [citado 26 de mayo de 2019]; 4(3): 162–169. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3439627/>
20. Gomes A., Castillo-Oyagüe R, Lynch C., Montero J, Albaladejo A. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. J Dent. [Internet]. Enero 2013 [citado 2 junio de 2019];41(1):31-41. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Influence+of+sandblasting+granulometry+and+resin+cement+composition+on+microtensile+bond+strength+to+zirconia+ceramic+for+dental+prosthetic+frameworks.>
21. Lee B, Oh KC, Haam D, Lee J-H, Moon H-S. Evaluation of the fit of zirconia copings fabricated by direct and indirect digital impression procedures. J Prosthet Dent [Internet]. 7 de febrero de 2018 [citado 26 de mayo de 2018];120(2):225-231. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=.+Evaluation+of+the+fit+of+zirconia+copings+fabricated+by+direct+and+indirect+digital+impression+procedures>

22. Pegoraro TA, da Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for Use in Esthetic Dentistry. Dent Clin North Am [Internet]. abril de 2007 [citado 26 de mayo de 2019];51(2):453–71. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17532922>
23. Freedman GA. Contemporary esthetic dentistry [Internet]. Mosby; 2012 [citado 8 de julio de 2018]. Disponible en: <https://books.google.cl/books?id=JP82IK46EtEC&pg=PA537&dq=dental+cementation&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwiD08bg8OzbAhXMEpAKHczJC uEQ6AEITjAF - v=onepage&q=dental+cementation&f=false>
24. Kulunk Ş, Kavut İ, Sarac D, Ergun Kunt G. Fracture Strength of Surface Treated Zirconia Based Multilayer CAD/CAM Ceramic Crowns. Turkiye Klin J Dent Sci [Internet]. 2017 [citado 30 de mayo de 2018];23(3):174–83. Disponible en: <http://www.turkiyeklinikleri.com/article/en-fracture-strength-of-surface-treated-zirconia-based-multilayer-cad-cam-ceramic-crowns-78495.html>
25. Seabra B, Arantes-Oliveira S, Portugal J. Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair. J Prosthet Dent [Internet]. 1 de agosto de 2014 [citado 13 de junio de 2018];112(2):182–7. Disponible en: <https://www-sciencedirectcom.ezproxy.puc.cl/science/article/pii/S0022391313003478?via=ihub>
26. Manziuc M, Gasparik C, Burde A. V., Colosi H. A., Negucioiu, M, Ducea, D. Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. J Esthet Restor Dent [Internet]. Septiembre de 2019 [citado 18 de octubre de 2019];31(5):478-485. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31155848>

27. Attia A. Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic - influence of surface treatment and thermocycling. J Appl Oral Sci [Internet]. Agosto 2011 [citado 8 de noviembre de 2019];19(4), 388–395. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21710091>
28. Tamayo K, Valencia C. Evaluación de adhesión entre la superficie de zirconio arenado con óxido de aluminio y resina compuesta [Internet]. Universidad Finis Terrae; 2018 [citado 13 de noviembre 2019]. Disponible en: [file:///C:/Users/Bernardita/Downloads/Tesis%20Tamayo-Valencia%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/Bernardita/Downloads/Tesis%20Tamayo-Valencia%20(1).pdf)
29. Khan A, Al Kheraif A, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar D. Recent Trends in Surface Treatment Methods for Bonding Composite Cement to Zirconia: A Review. J Adhes Dent [Internet]. Noviembre 2016 [citado 8 de noviembre de 2019];19(1):7-19. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28195271>
30. Bhargava S, Doi H, Kondo R, Aoki H, Hanawa T, Kasugai S. Effect of sandblasting on the mechanical properties of Y-TZP zirconia. Biomed Mater Eng [Internet]. Julio 2012 [citado 28 de octubre de 2019];22(6):383-98. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23114467>
31. Fonseca R, de Oliveira Abi-Rached F, dos Santos Nunes Reis JM, Rambaldi E, Baldissara P. Effect of particle size on the flexural strength and phase transformation of an airborne-particle abraded yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic. J Prosthet Dent [Internet]. Diciembre 2013 [citado 30 de octubre de 2019];110(6):510-4. Disponible en: [https://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(13\)00162-5/fulltext](https://www.thejpd.org/article/S0022-3913(13)00162-5/fulltext)