



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

Facultad de Estomatología

Secretaría de investigación y estudios de posgrado

**MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN TERMINAL EN
REHABILITACIÓN ORAL**

**“ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA ZIRCONIA ULTRA
TRANSLÚCIDA (ZIRCONIA KATANA UTML KURARAY NORITAKE), TRATADA
MECÁNICAMENTE CON ÓXIDO DE ALUMINIO”**

TESINA

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA CON
OPCIÓN TERMINAL EN REHABILITACIÓN ORAL**

PRESENTA:

Francisco Javier Torres Méndez 220450011

DIRECTOR DE TESINA:

M.E.I. Floriberto Calixto Arellano ID NSS011477

ASESOR DISCIPLINARIO:

MRO. Karla Rodríguez Hernández ID 100524781

ASESOR METODOLÓGICO:

M.S. Rosendo Carrasco Gutiérrez ID 100008655

LECTOR:

MCO Elena Aurora Popoca Hernández ID: 100524607

27 DE JUNIO 2022 PUEBLA, PUEBLA.



Oficio No. FESIEP/092/2022

BUAP

C. Francisco Javier Torres Méndez
Matrícula: 220450011
Alumno de la Maestría en Estomatología
Con opción Terminal en Rehabilitación
Oral De la Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de
Puebla P R E S E N T E.

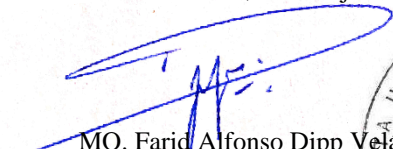
*El que suscribe, MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio me permito informar a usted que esta Secretaría **aprueba la impresión de la Tesina titulada “ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA ZIRCONIA ULTRA TRANSLÚCIDA (ZIRCONIA KATANA UTML KURARAY NORITAKE), TRATADA MECÁNICAMENTE CON ÓXIDO DE ALUMINIO”,** misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener el grado de **Maestro en Estomatología con Opción Terminal en Rehabilitación Oral.***

Sin más por el momento, deseándole lo mejor, le reitero mi distinguida consideración.

A t e n t a m e n t e

“Pensar bien, para vivir mejor”

H. Puebla de Z., a 21 de junio de 2022.


MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Investigación y Estudios de
Posgrado Facultad de Estomatología



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESINA RECEPCIONAL

Para obtener el Grado de: **Maestro(a) en Estomatología con opción terminal en Rehabilitación Oral.**
Registro CIFE: **2022042** Fecha: **21 de junio de 2022**

**Título de la Tesina: "ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA ZIRCONIA ULTRA
TRANSLÚCIDA (ZIRCONIA KATANA UTML KURARAY NORITAKE), TRATADA MECÁNICAMENTE
CONÓXIDO DE ALUMINIO"**

Nombre del alumno: Francisco Javier Torres Méndez

Matrícula: 220450011

Domicilio: And. Aguacates 29 Cd 2000. San Luis Potosí, S.L.P

Tel: 4448292125 Fecha de ingreso a la


Facultad: enero 2019

Firma: 

Director de tesis: M.E.I Floriberto Calixto Arellano
en Estomatología Integral
Adscripción: Facultad de Estomatología

Grado académico: Maestría

ID: NSS011477 TEL: 222 618 03 86

Firma: 

Director disciplinario: MRO. Karla Rodríguez Hernández
En Rehabilitación Oral
Adscripción: Facultad de Estomatología

Grado académico: Maestría

ID: 100524781 TEL: 222 426 81 22

Firma: 

Director metodológico: M.S.P Rosendo Gerardo Carrasco Gutiérrez
Maestría en salud pública
Adscripción: Facultad de Estomatología

Grado académico:

ID: 100008655 TEL: 222 505 30 84

Firma: 

Lector: MCO Elena Aurora Popoca Hernández
ciencias Odontológicas

Grado académico: Maestría en

Adscripción: Facultad de Estomatología

ID: 100524607 TEL: 222 189 41 89

Firma: 

**Nombre y firma de aprobación del coordinador de la Maestría en Estomatología con Opción
terminal en Rehabilitación Oral.**

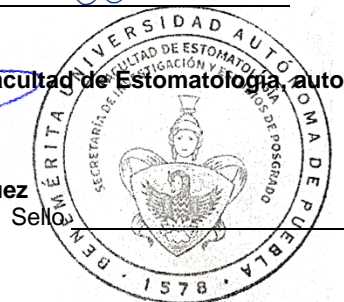
MRI. Guillermo Franco Romero

Firma: 

**La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología autoriza
la impresión de la Tesis.**

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez

Fecha: 21 de junio de 2022



AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a Dios por la oportunidad que me brindó en mi vida de poder llegar hasta este momento, por cuidarme, darme la sabiduría para resolver cada situación y por permitirme continuar mi camino.

A mis Padres por su apoyo incondicional, su orientación, sus enseñanzas durante mi vida y durante mi posgrado.

A mi coordinador el M.E.I Guillermo Franco Romero por haberme dado la oportunidad de ingresar a un posgrado, por su apoyo y enseñanza durante la estancia en el posgrado, al M.E.I Floriberto Calixto Arellano y MRO. Karla Rodríguez Hernández por su asesoría, tiempo y dedicación para guiarme en el proceso de elaboración del proyecto, al Dr. Rosendo Carrasco por compartir su conocimiento estadístico y metodología de la investigación.

A la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por ser parte de mi formación como profesional y dejarme pertenecer a esta gran universidad, un orgullo ser egresado de esta gran casa de estudios.

A mis amigos que desde la distancia siempre estuvieron presentes animándome en cada momento difícil, apoyándome y sobre todo que nunca dejaron de creer en mis sueños por cumplir.

Por ultimo y sin menos importancia a mis compañeros y amigos de generación, Selene, Diana, Luis, Toño y Ricardo que se convirtieron en uno de los pilares para poder continuar el trayecto del posgrado, compartiendo el mismo sueño.

ÍNDICE

Tabla de contenido

AGRADECIMIENTOS	5
ÍNDICE	6
RESUMEN	7
INTRODUCCIÓN	8
CAPÍTULO I. MARCO CONTEXTUAL	10
Objetivos de la investigación.....	11
Objetivo general.....	11
Objetivos específicos	11
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL	12
CAPÍTULO III. MARCO REFERENCIAL	15
CAPÍTULO IV. METODOLOGÍA Y ANÁLISIS	18
CAPÍTULO V. DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN	26
VI. BIBLIOGRAFÍA	32

RESUMEN

En la actualidad las alternativas estéticas dentales, son cada vez más exigentes dentro la población, por esa razón los materiales dentales restaurativos están en constante renovación, una de ellas la zirconia ultra traslúcida de la cual se han publicado resultados prometedores y exitosos, el efecto que produce tratarla previamente con óxido de aluminio sigue siendo incierto. No se ha logrado esclarecer por completo si hay un aumento de la resistencia a la fractura o esta disminuye al realizar el tratado de la superficie previamente.

El objetivo de este análisis de la literatura fue describir la evidencia existente sobre el efecto del pretratamiento mecánico con óxido de aluminio de la superficie de la zirconia. Para ello se realizó una búsqueda bibliográfica desde 2017 hasta enero de 2022 en las bases de datos electrónicas: PubMed, Springer Link, Elsevier (Science Direct); Scopus, Wiley, google scholar. Tomando en cuenta los criterios de inclusión: Artículos que se incluya análisis de la resistencia a la fractura de la zirconia ultra translúcida, tratada mecánicamente con óxido de aluminio. Artículos que describan los procedimientos de arenado con partículas de óxido de aluminio incluyendo los materiales que utilizaron. Artículos con diseño de estudio in vitro. Artículos en idioma inglés. Artículos con año de publicación 2017-2022. De exclusión: Artículos que no se incluya análisis de la resistencia a la fractura de la zirconia ultra translúcida, tratada mecánicamente con óxido de aluminio. Artículos que no describan los procedimientos de arenado con partículas de óxido de aluminio incluyendo los materiales que utilizaron. Artículos con diseño de estudio no in vitro. Artículos en un idioma distinto a inglés. Artículos con año de publicación que no estaban dentro del rango 2017-2022. Los resultados indican que la abrasión por aire de las partículas de óxido de aluminio reduce significativamente la resistencia a la flexión de la zirconia 5Y-PSZ. Por lo tanto, la abrasión por aire de la 5Y-PSZ debe realizarse con precaución; Sin embargo, la abrasión por aire también dio lugar a una mayor capacidad de adhesión entre la zirconia altamente translúcida y los cementos de resina, compensando así el deterioro de las propiedades mecánicas.

INTRODUCCIÓN.

La estética es un fenómeno cultural que evoluciona con el hombre. Actualmente en el mundo, la estética juega un papel fundamental en la sociedad. Dicho lo anterior, este nos genera un gran desafío en el área odontológica, en donde la búsqueda por materiales cuyo comportamiento sea similar al del tejido dental, que combine las características de adecuada resistencia mecánica, estética y biocompatibilidad, con el medio oral, ha generado una inversión millonaria por parte de las empresas dentales en los últimos años, es así que surge el zirconio como material de restauración.

La demanda de preparaciones protésicas estéticas cada vez es más grande entre los pacientes, debido a la aparición de nuevas técnicas que mejoran grandemente el aspecto de la prótesis fija, en este sentido las prótesis fijas de zirconio libre de metal se constituyen como una alternativa estética viable para rehabilitar al paciente sin que se vea comprometida su estética.

El zirconio es uno de los materiales libres de metal más utilizado en rehabilitación oral, ya que cumple con los requisitos estéticos y biomecánicos. Se podría decir que éste, es el material del futuro, debido a esto, es que está en constante investigación, para mejorar sus propiedades. En los últimos años, se ha visto un cambio importante, el zirconio opaco evolucionó a uno altamente translúcido, dejando atrás su exclusiva utilización como subestructura en prótesis fija. Actualmente, se utiliza como una estructura monolítica altamente estética; sin embargo, su naturaleza inerte le confiere la limitante de no poderse adherir adecuadamente a los cementos de resina. Por lo tanto, los estudios acerca del desempeño clínico de la zirconia se encuentran actualmente encaminados hacia la mejora de los sistemas adhesión a través de la modificación de monómeros, modificación de la morfología, rugosidad, reactividad de la superficie de zirconia y la modificación a través del recubrimiento con materiales que promuevan la unión química, física y mecánica de la zirconia con los materiales a base de resina.

El éxito de la resistencia del óxido de zirconio ultra translúcido, en restauraciones indirectas, no ha sido bien definido, por lo que el presente trabajo de investigación,

tiene como objetivo analizar, comparar la literatura presente respecto a la resistencia a la fractura de la zirconia ultra traslúcida pretratada convencionalmente con oxido de aluminio.

CAPÍTULO I. MARCO CONTEXTUAL.

Dentro de una de las mayores preocupaciones del clínico, en cualquier restauración dental, es la resistencia a la fractura, que va asociado además de otros factores a su longevidad.

En la actualidad la zirconia es un biomaterial con propiedades físicas y mecánicas que lo convierten en un material ideal para la restauración y reemplazo de órganos dentarios; sin embargo, se dispone de muy poca información sobre la translucidez y las propiedades mecánicas de la nueva zirconia cúbica altamente translúcida.

Desde 2014, la zirconia ultra translúcida es más estética y ha sido introducida en la odontología. Según Makhija y otros, las restauraciones hechas con zirconia altamente translúcida se han convertido en la primera opción para restaurar los dientes posteriores en los EE.UU.

En estudios de laboratorio sobre coronas individuales de óxido de circonio cubierto con porcelana, los fallos han sido principalmente por fracturas de la porcelana, esto ha sido descrito como el eslabón más débil de las restauraciones realizadas con circonio.

No se ha logrado un consenso en qué tan finas pueden ser las cofias o las coronas monolíticas o hasta qué punto se podría disminuir su espesor sin afectar su resistencia a la fractura, solo que hay que tener precaución al reducir el espesor de la corona, sobre todo cuando se acerca a lo que los fabricantes establecen como el límite inferior de 0,5 mm

La resistencia a la fractura ha sido uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones dentales. Muchos estudios han informado valores muy variables para las coronas cerámicas, pero al igual que *Abou-Madina, M; Abdelaziz, K et al, M.T Yucel, I. Yonden et al*, han concordado que la resistencia a la fractura depende de múltiples factores como el módulo de elasticidad de la subestructura de soporte, las propiedades del agente de cementación, el diseño de la preparación del diente, la rugosidad de la superficie, el estrés residual y el espesor de la restauración.

Objetivos de la investigación

Objetivo general

El principal objetivo de este trabajo es investigar y aclarar la influencia del arenado con Al_2O_3 en la resistencia a la flexión de la zirconia parcialmente estabilizada con itria de nueva generación (Zirconia KATANA UTML Kuraray Noritake). Esta comparación de la literatura permitirá apreciar de qué manera influye el acondicionamiento de la superficie de la zirconia ultra traslúcida en la resistencia a la fractura.

Objetivos específicos

- Analizar y describir los distintos protocolos existentes con diferentes tamaños de partículas, presión y distancia utilizados para el tratamiento de la zirconia en los últimos 5 años.
- Analizar y comparar los resultados obtenidos dentro de la búsqueda realizada.
- Evaluar la influencia de la resistencia a la fractura, por medio del pretratado mecánico con óxido de aluminio en la superficie de la zircona.

CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL.

La zirconia es un dióxido cristalino de zirconio. Sus propiedades mecánicas son muy similares a las de los metales y su color es similar al color de los dientes (1). La zirconia tiene una estructura cristalina hexagonal y posee un color grisáceo; no es posible encontrar zirconia en estado puro en la naturaleza, y este lo podemos encontrar junto con óxidos de silicato con el nombre mineral de Zircon ($ZrO_2 \cdot x SiO_2$) o como un óxido libre (ZrO_2) con el nombre mineral de Baddeleyite. Este material no puede usarse como material en la odontología debido a su impureza de varios elementos metálicos que afectan su color además de su radioactividad natural como la del uranio. Procesos extensos y complejos hacen posible la separación exitosa de estos elementos indeseables para la producción de polvo de zirconia puro. Después de esta purificación la zirconia puede ser utilizada como un biomaterial cerámico (2). En 1975, Garvie propuso un modelo para justificar las buenas propiedades mecánicas de la zirconia, en virtud del cual se la ha llamado "acero cerámico" (3). Los cristales de zirconia pueden organizarse en tres patrones diferentes: monoclinico (M), cúbico (C) y tetragonal (T) que se obtienen según cambios de temperatura a las que son sometidas; pero también las fases pueden cambiar por diferentes estímulos mecánicos a las que sean expuestas. A temperatura ambiente y en estado puro presenta una estructura cristalina monoclinica, y cuando se somete a elevaciones de temperatura cambia a fase tetragonal o cúbica, según la temperatura a la cual se lleve. La fase utilizada para la restauración con prótesis fija es la tetragonal, sin embargo, es sensible a que debido a factores externos se presente un cambio de fase de la tetragonal a la monoclinica lo que causa desestabilidad en la restauración (4,5).

Un estudio de Piosik y cols, demuestran que al someter muestras de zirconia mecanizado se da un cambio fase, aumentando la monoclinica y disminuyendo la fase tetragonal, y se observa más influenciado este cambio de fase al usar fresas más abrasivas y sin presencia de enfriamiento con agua. Se utilizaron 16 muestras de las cuales en siete se mostró la disminución de la fase tetragonal sin usar agua, mientras que, utilizando agua, solo una de las 16 muestras tuvo cambio de fase.

Esto se debe tener en consideración, ya que el fresado inadecuado a la hora de realizar ajustes del zirconio puede inducir a la fase monoclinica y provocar una disminución de la resistencia del material; este se vuelve susceptible a la degradación a baja temperatura y puede conducir a una falla más rápida del material. A la hora de realizar cambios en la superficie de zirconia se generan microfisuras y en respuesta a este estímulo se induce a la transición de fase, con lo que se da un aumento en el volumen y en la fuerza del material. (6,7).

Mezclando el ZrO_2 con otros óxidos metálicos, como el MgO, el CaO o el Y_2O_3 , se puede obtener una gran estabilidad molecular (8). La zirconia estabilizada con itrio, también conocida como policristal de zirconia tetragonal (TZP), es actualmente la combinación más estudiada (9). Cada transición entre las diferentes reticulaciones cristalinas se debe a una fuerza en la superficie de la zirconia, y esto produce un cambio volumétrico en el cristal donde se aplica la tensión. Cuando se produce un estrés en una superficie de zirconia, la energía de agrietamiento crea una transición T-M. Esta modificación cristalina va seguida de una expansión que sella la grieta (10).

Esto fenómeno único conocido como endurecimiento por transformación, del que se informó por primera vez en 1975 (11) Este atributo lo diferencia de otras cerámicas normalmente frágiles en que, a temperatura ambiente, la zircona pura exhibe una estructura cristalina monoclinica (m), y cuando se calienta a $1170\text{ }^\circ\text{C}$ se transforma en una estructura tetragonal (t) (12). Esto controla el estrés, permite que la estructura tetragonal más estable esté presente a temperatura ambiente, y también retarda o detiene la propagación de la grieta debido a una transformación $t \rightarrow m$ local a la punta de la grieta (13,14). El itrio es el aditivo más establecido y bien documentado para inducir el endurecimiento de la transformación. Su adición en el policristal de zirconia tetragonal estabilizada con itria (Y-TZP) disminuye la fuerza motriz de la transformación de $t \rightarrow m$ y por lo tanto su temperatura (15). Esto hace posible que la fase tetragonal metaestable se mantenga a temperatura ambiente, asumiendo que el contenido de itria es superior al 2 mol%. La zirconia estabilizada con Y_2O_3 tiene mejores propiedades mecánicas que otras combinaciones; aunque

su sinterización es mucho más difícil, este es el principal tipo de zirconia considerado para el uso médico actual (16).

La zirconia tiene propiedades mecánicas similares a las del acero inoxidable. Su resistencia a la tracción puede llegar a ser de 900 a 1200 MPa y su resistencia a la compresión es de unos 2000 MPa (17). Aplicando una fuerza intermitente de 28 kN a los sustratos de circonio, Cales descubrió que se necesitaban unos 50.000 millones de ciclos para romper las muestras, pero con una fuerza superior a 90 kN el fallo estructural de las muestras se produjo después de sólo 15 ciclos (18). La exposición a la humedad durante un período prolongado puede tener un efecto perjudicial en sus propiedades (19). Además, también el rectificado de la superficie puede reducir la dureza (20). Kosmac confirmó esta observación e informó de una menor resistencia media y fiabilidad del óxido de circonio después del rectificado (21).

CAPÍTULO III. MARCO REFERENCIAL.

La odontología protésica está experimentando un cambio de paradigma, pasando de las restauraciones de metal-cerámica a las prótesis totalmente cerámicas, principalmente para la estética y la biocompatibilidad (22). Sin embargo, las cerámicas son frágiles y susceptibles de fracturarse. Por lo tanto, el desarrollo de materiales cerámicos fuertes pero estéticos ha sido un tema reciente. Tradicionalmente, la zirconia dental están hechas predominantemente de finos cristales de zirconia tetragonal con pequeñas cantidades de estabilizador de itrio (es decir, 3Y-TZP). Aunque son excepcionalmente fuertes, las cerámicas 3Y-TZP tienen una pobre translucidez. El método actual para mejorar la translucidez de la zirconia consiste en introducir una fase cúbica (c) ópticamente isotrópica en la zirconia tetragonal (t) (23). Esto se ha logrado utilizando un mayor contenido de itrio para producir zirconia parcialmente estabilizada, 4 mol% (4Y-PSZ) o 5 mol% (5Y-PSZ). Sin embargo, la fase c disminuye el endurecimiento por transformación inducida por el estrés de la zirconia, lo que resulta en una disminución de la fuerza y la resistencia. Por lo tanto, los materiales 5Y-PSZ más translúcidos se limitan en cierta medida a las coronas unitarias y a las prótesis dentales fijas de corto plazo (FDP) en la zona anterior. Para aprovechar plenamente la ventaja de la ultra transparencia del 5Y-PSZ, es necesario aumentar la resistencia de estos materiales. Está bien documentado que el tratamiento convencional de grabado-silano no es eficaz para la zirconia (24). Por lo tanto, es necesario realizar las modificaciones de superficie apropiadas. Tradicionalmente, la abrasión por aire se utiliza para modificar la superficie interna de la zirconia para la retención mecánica (25). En el caso de las 3Y-TZP, la abrasión por aire tiene un efecto doble: produce una capa protectora de compresión de la superficie debido a la transformación de t \rightarrow m (monoclínica) y endurecimiento por trabajo, al tiempo que introduce defectos superficiales que limitan la resistencia (26). Así pues, la abrasión por aire puede reducir o aumentar la resistencia a la flexión de 3Y-TZP, dependiendo del tipo y tamaño de las partículas abrasivas, la presión del aire aplicada y el ciclo térmico

(27,28,29,30). Sin embargo, el efecto de la abrasión del aire en la resistencia a la flexión de 5Y-PSZ no ha sido estudiado extensamente (31).

El desarrollo de la tecnología de diseño asistido por computadora (CAD)/fabricación asistida por computadora (CAM) ha aumentado la popularidad de las prótesis dentales fabricadas con policristales tetragonales de zirconia estabilizada con itria del 3 mol. % (32). Otras innovaciones tecnológicas, como la mejora de la translucidez y el desarrollo de 3YZ con el color similar al de los dientes, han permitido la fabricación de restauraciones monolíticas sin revestimiento de porcelana (33). Sin embargo, la estética de las prótesis monolíticas 3YZ (especialmente su translucidez) sigue siendo inferior a la de la porcelana feldespática dental y el disilicato de litio, por lo que sus aplicaciones prácticas se limitan a la región molar. Para mejorar la translucidez de la zirconia, se ha preparado recientemente una zirconia 5 mol. % itria-parcialmente estabilizada (5Y-PSZ) o zirconia ultra-translúcida (denominada 5YZ) (34,35) El aumento de las concentraciones de itria incrementa la cantidad de la fase cúbica ópticamente isotrópica (36). Además, los granos cúbicos suelen ser más grandes que los granos tetragonales, lo que da lugar a menos límites de grano. Como la transmisión de la luz a través de la cerámica policristalina se ve fuertemente afectada por la birrefringencia en el límite de los granos, el menor número de límites de los granos en 5YZ aumenta su translucidez (37), lo que permite aplicar prótesis monolíticas de 5YZ en la región anterior. Al mismo tiempo, el aumento de la concentración de itria disminuye la cantidad de la fase tetragonal en 5YZ, lo que provoca el deterioro de sus propiedades mecánicas (38). Esta fase desempeña un papel importante en el endurecimiento de la zirconia por transformación inducida por el estrés (39). Por lo tanto, es poco probable que 5YZ con una cantidad menor de la fase tetragonal experimente un endurecimiento por transformación inducida por el estrés (40). Mientras tanto, la disminución de la cantidad de la fase tetragonal puede reducir la susceptibilidad del material a la degradación a baja temperatura (LTD) o al envejecimiento (41).

La LTD es inducida por la transformación espontánea de la fase tetragonal a la monoclinica en un ambiente húmedo (42) Aunque todavía no se han notificado fallos

clínicos de las prótesis dentales de zirconia debidos a la LTD, las fracturas relacionadas con la LTD de las cabezas ortopédicas femorales 3YZ representan un grave problema (43). Por lo tanto, si 5YZ demuestra una mayor resistencia a la LTD, puede aumentar la estabilidad a largo plazo de las prótesis monolíticas. Recientemente, se han comercializado bloques de 5YZ de varias capas. Se desarrollaron para mejorar las propiedades estéticas de las prótesis monolíticas de zirconia imitando el gradiente de color de los dientes naturales (44) Estos bloques están compuestos por las capas incisal (esmalte), de transición y del cuerpo (dentina) que poseen colores y grados de translucidez ligeramente diferentes después de la sinterización. El color parecido al de los dientes puede proporcionarse a la zirconia añadiendo pigmentos como Er_2O_3 y Fe_2O_3 . Además de la concentración de itria, la diferencia de las concentraciones de pigmentos entre cada capa afecta potencialmente a las propiedades mecánicas y microestructurales de las prótesis (45).

CAPÍTULO IV. METODOLOGÍA Y ANÁLISIS

Se tomaron los siguientes criterios en base al formato PICO: elaborando una pregunta específica de acuerdo con el principio PICO (participantes, intervenciones, comparaciones, resultado). La pregunta abordada fue ¿La zirconia ultra traslúcida (Zirconia KATANA UTML Kuraray Noritake) tratada mecánicamente con óxido de aluminio, mejora las propiedades a la resistencia a la fractura?

(P) Participantes: muestra Zirconia KATANA UTML Kuraray Noritake.

(I) Intervenciones: el tratamiento de la superficie de la zirconia ultra traslúcida, con óxido de aluminio.

(C) Comparación: en comparación con la zirconia que no es tratada mecánicamente con óxido de aluminio.

(O) Resultado: respuesta de la interacción del óxido de aluminio en la fractura superficial de la zirconia.

Criterios de Búsqueda

Se realizó una búsqueda electrónica de información científica utilizando la base de datos en Salud MedLine a través de PubMed (n=2), Base de Datos Multidisciplinares: Springer Link (n=3), Elsevier (n=20) (Science Direct); Bibliotecas Electrónicas: Scopus (n=13), Wiley (n=5), google scholar (n=26).

Se hizo la búsqueda en un rango de tiempo establecido entre 2017-2022. Las palabras clave fueron una combinación de: airborne particle abrasión, high translucent zirconia, yttria-stabilized zirconia, air abrasión, Zirconia Translucent, Biaxial flexural strength, Compressive stress, Multi-layered zirconia, Alumina sandblasting, Stress, Mechanical properties.

Criterios de Selección

Inclusión:

Artículos que se incluya análisis de la resistencia a la fractura de la zirconia ultra translúcida, tratada mecánicamente con óxido de aluminio.

Artículos que describan los procedimientos de arenado con partículas de óxido de aluminio incluyendo los materiales que utilizaron.

Artículos con diseño de estudio in vitro.

Artículos en idioma inglés.

Artículos con año de publicación 2017-2022.

Exclusión:

Artículos que no se incluya análisis de la resistencia a la fractura de la zirconia ultra translúcida, tratada mecánicamente con óxido de aluminio.

Artículos que no describan los procedimientos de arenado con partículas de óxido de aluminio incluyendo los materiales que utilizaron.

Artículos con diseño de estudio no in vitro.

Artículos en un idioma distinto a inglés.

Artículos con año de publicación que no estaban dentro del rango 2017-2022.

Eliminación:

Artículos repetidos.

Artículos no relacionados con la resistencia a la fractura de la zirconia ultra translúcida, tratada mecánicamente con óxido de aluminio.

Artículos no relacionados con las propiedades físico-químicas de la zirconia ultra translúcida.

Tabla 1. Tabla de estudios incluidos en la revisión.

Autor	año	Objetivo	Material y métodos	Resultado	Conclusiones
Sung Joon Kwon et al (46)	2018	Comparar la resistencia a la flexión, el parámetro de translucidez, la fuerza de adhesión y el desgaste del esmalte y del material de 5Y-ZP (Katana UTML) con 3Y-TZP (Katana HT) y disilicato de litio (e.max CAD).	Se seccionaron barras de resistencia a la flexión (n=10, 25x4x2 mm), se sinterizaron o cristalizaron, se pulieron y se fracturaron a 1 mm/ min.	Los valores de resistencia a la flexión (MPa) fueron 1194 ±111 (Katana HT), 688 ±159 (Katana UTML) y 450 ±53 (e.max LT).	El 5Y-ZP tiene una resistencia a la flexión y un parámetro de translucidez intermedios a los del 3Y-TZP y del disilicato de litio.
Yukinori Maruo et al (47)	2020	Se investigaron las propiedades de flexión, la capacidad de adhesión al cemento de resina y la composición de las fases en tres lugares de un disco de zirconia multicapa altamente translúcido: incisal, medio y cervical.	Se utilizó un disco de zirconia altamente translúcido y multicapa presinterizado (KATANA UTML, Kuraray Noritake Dental, Tokio, Japón. Cada disco de zirconia UTML se cortó en tres sitios: incisal, medio y cervical. Para el ensayo de	La resistencia a la flexión de la zona incisal sin abrasión por aire mostró el valor más bajo (457,1±82,9 MPa) y fue significativamente inferior a las zonas media (642,7±68,2 MPa) y cervical (602,0±74,3 MPa) (p<0,05). La abrasión con aire	La abrasión por aire produjo microgrietas en la superficie adhesiva, comprometiendo así las propiedades mecánicas. Sin embargo, la abrasión por aire también dio lugar a una mayor capacidad de adhesión entre la zirconia altamente translúcida y los cementos de resina,

			<p>flexión, se recortaron muestras en forma de barra de dimensiones ampliadas (2,5×2,5×31 mm) del disco de zirconio UTML. Se utilizó un arenador (Hi-Blaster III, Shofu, Kyoto, Japón) cuya boquilla se situó a 5 mm de la superficie de la probeta, se llevó a cabo la abrasión con partículas de óxido de aluminio de 50-μm (Al₂O₃; Perlablast® micro, Bego, Bremen, Alemania) a una presión de 2,8 MPa durante 10 s.</p>	<p>redujo significativamente los valores de resistencia a la flexión de los sitios medio y cervical que sin abrasión con aire. El módulo de flexión del sitio incisal sin abrasión por aire mostró el valor significativamente más bajo (143,3±17,0 GPa, p<0,05). En las zonas media y cervical, los valores del módulo de flexión oscilaron aproximadamente entre 189,5 y 196,5 GPa, que fueron superiores a los de la zona incisal. La abrasión por aire tendió a aumentar los valores del módulo de flexión, pero sin un efecto significativo.</p>	<p>compensando así el deterioro de las propiedades mecánicas.</p>
<p>Masanao Inokoshi (48)</p>	<p>2020</p>	<p>Evaluar la influencia del arenado con</p>	<p>Muestras en forma de disco de óxido de</p>	<p>KATANA UTML tenía el mayor contenido de</p>	<p>El arenado con Al₂O₃ tiende a aumentar la</p>

	<p>alúmina en la resistencia a la flexión de la última generación de zirconio dental parcialmente estabilizado con itria (Y-PSZ) altamente translúcido.</p>	<p>zirconio totalmente sinterizado (14,5 mm de diámetro; 1,2 mm de grosor) de cuatro grados de óxido de zirconio Y-PSZ (KATANA HT, KATANA STML, KATANA UTML, todos ellos de Kuraray Noritake; y Zpex Smile, de Tosoh) se arenaron a 0,2 MPa con arena de alúmina (Al₂O₃) de 50 μm (Kulzer) o se dejaron sinterizadas (control). La resistencia a la flexión biaxial (n = 20) se comparó estadísticamente mediante un análisis de Weibull. Se utilizó un microscopio electrónico de barrido con haz de iones</p>	<p>Y₂O₃ (6 mol%), seguido de KATANA STML y Zpex Smile (5 mol%), y KATANA HT (4 mol%). El arenado con Al₂O₃ aumentó significativamente la rugosidad de la superficie de KATANA UTML y Zpex Smile. El análisis de Weibull reveló que el arenado con Al₂O₃ aumentó la resistencia característica de KATANA HT y KATANA STML, mientras que disminuyó la de KATANA UTML. El aumento de la resistencia tras el arenado con Al₂O₃ de KATANA HT fue el más alto, seguido de KATANA STML.</p>	<p>resistencia a la flexión biaxial de 4YPSZ y 5Y-PSZ, pero no del grado de zirconio altamente translúcido 6Y-PSZ, lo que se correlacionó directamente con la composición de la fase ZrO₂ y la microestructura de los grados de zirconio investigados. El equilibrio entre las microfisuras subsuperficiales y la acumulación de tensiones de compresión en la superficie determina la influencia del arenado con Al₂O₃ en la resistencia a la flexión biaxial.</p>
--	---	---	--	--

			enfocado (FIB/SEM) para observar la microestructura de la subsuperficie. Las superficies de fractura después de la prueba de resistencia a la flexión biaxial se observaron mediante SEM.		
Reem AlMutairi et al (49)	2022	Se evaluó la resistencia a la flexión biaxial (BFS) y la fractografía de cerámicas monolíticas de zirconio de alta/ultra-translucidez sometidas a diferentes pretratamientos superficiales mecánicos.	Se utilizaron un total de 108 muestras en forma de disco (12 mm de diámetro, 1,2 mm de grosor) de tres materiales de zirconio (5Y-ZP KATANA Zirconia UTML (ML), 3Y-TZP DD Bio ZX2 (DB) y 5Y-ZP DD cube X2 (DC))	Los datos se analizaron mediante un análisis de varianza de dos vías, seguido de la prueba post hoc de Scheffe para comparaciones múltiples. La desviación estándar media de la BFS para la DB fue más alta tras el tratamiento con 50 μm de Al ₂ O ₃ (1626,05 ± 31,9 MPa), observándose valores más bajos tras el tratamiento con 50 μm de	La abrasión con aire de una superficie de circonio tetragonal policristalino estabilizado con itria (3Y-TZP) con partículas de Al ₂ O ₃ de 50 μm a una presión de 2 bar dio lugar a los valores más altos de BFS. Además, la BFS de la cerámica de circonio ultra translúcida 5Y-ZP ensayada se vio afectada negativamente cuando la abrasión por aire se llevó a cabo utilizando partículas de Al ₂ O ₃ de 50 μm o

				microperlas de vidrio (1399,53 24,2 MPa) y en la muestra de control (1198,51 21,1 MPa). La desviación estándar (SD) media de la BFS para DC y ML fue la más alta en los grupos de control.	microperlas de vidrio de 50 m.
Carsten Hergeröder et al (50)	2022	Analizar la influencia de diferentes tratamientos superficiales y la correspondiente rugosidad superficial en el ensayo de bola sobre tres bolas y de pistón sobre tres bolas para medir la resistencia a la flexión 3Y-TZP y 5Y-PSZ	Se produjeron un total de 120 especímenes para cada grupo de materiales, circonio 3Y-TZP (Katana HT, Kuraray) y las 4 capas diferentes de circonio 5Y-PSZ multicapa (Katana UTML, Kuraray). Cada subgrupo se dividió en 3 grupos diferentes de tratamiento de la superficie, que se sometieron a abrasión por aire con partículas de alúmina de 50 um a una presión de 1 bar.	En el caso de los grupos 3Y-TZP, la diferente rugosidad de la superficie no dio lugar a diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la flexión, pero el corte de las muestras en estado totalmente sinterizado redujo significativamente la resistencia a la flexión de 1133 109 a 741 81 MPa. En el caso de los grupos 5Y-PSZ, la abrasión por aire de las muestras con partículas de	La abrasión por aire de las partículas de oxido de aluminio redujo significativamente la resistencia a la flexión de la zirconia 5Y-PSZ. Por lo tanto, la abrasión por aire de la 5Y-PSZ debe realizarse con precaución. El corte de la zirconia 3Y-TZP presinterizada o totalmente sinterizada tuvo una influencia significativa en la resistencia a la flexión. Por lo tanto, la zirconia 3Y-TZP sólo debe tratarse en la fase de presinterización

				<p>óxido de aluminio redujo significativamente la resistencia a la flexión de 562 ± 68 MPa a 358 ± 58 MPa.</p>	<p>para conseguir la máxima resistencia a la flexión.</p>
--	--	--	--	--	---

CAPÍTULO V. *DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN*

Durante este análisis de la literatura, hemos encontrado distintos artículos sobre los diferentes métodos de arenado de partículas de óxido de aluminio, utilizados para aumentar la resistencia a la fractura o a la tracción de las restauraciones de cerámica de zirconio de alta translucidez.

Nuestro objetivo era identificar los protocolos de preparación de la superficie de la zirconia y de qué manera esta influye en la resistencia a la fractura específicamente de la casa comercial (ZIRCONIA KATANA UTML KURARAY NORITAKE) evaluando de qué manera modifica la presión, los tamaños de las partículas abrasivas y el tiempo de exposición de la cerámica a las partículas durante los procedimientos de arenado. Sólo se incluyeron 5 estudios en esta revisión, debido a que en los excluidos no se había realizado el análisis de la resistencia a la fractura o los resultados se habían realizado en cerámicas normales, en lugar de las de alta translucidez.

En el primer estudio la resistencia a la flexión de Katana HT ($1\ 194 \pm 111$ MPa) fue significativamente mayor que la de Katana UTML (688 ± 159 MPa) ($P < .001$), que fue significativamente mayor que la de e.max CAD LT (460 ± 53 MPa). La resistencia a la flexión en 4 puntos del 5Y-ZP (485 MPa) se ha demostrado previamente que es casi la mitad de la del 3Y-TZP (854 MPa). Según la norma ISO 6872 (51), debido a que Katana UTML tiene una resistencia a la flexión superior a 500 MPa pero inferior a 800 MPa, está clasificado como material de clase 5; por lo tanto, debería ser adecuado como "cerámica de subestructura para prótesis de tres unidades que impliquen restauraciones molares". Sin embargo, esta recomendación clínica debe considerarse con precaución, ya que el 5Y-ZP no tiene el mismo potencial de endurecimiento por transformación. Esto se ha demostrado por la menor tenacidad a la fractura de 5Y-ZP que 3Y-TZP (52). Como resultado, 5Y-ZP puede no ser tan tolerante al daño superficial introducido durante la fabricación, ajuste y abrasión por partículas en el aire de una restauración de óxido de zirconio (53).

En el artículo de *Yukinori Maruo et al*, en las muestras de este estudio se utilizaron un disco de óxido de zirconio presinterizado, altamente translúcido y de múltiples capas (KATANA UTML, Kuraray Noritake Dental, Tokio, Japón). Cada disco de zirconia UTML se cortó en tres sitios: incisal, medio y cervical. La resistencia a la flexión de la zona incisal sin abrasión por aire mostró el valor más bajo ($457,1 \pm 82,9$ MPa) y fue significativamente inferior a las zonas media ($642,7 \pm 68,2$ MPa) y cervical ($602,0 \pm 74,3$ MPa) ($p < 0,05$).

La abrasión con aire redujo significativamente los valores de resistencia a la flexión de los sitios medio y cervical que sin abrasión con aire. El módulo de flexión del sitio incisal sin abrasión por aire mostró el valor significativamente más bajo ($143,3 \pm 17,0$ GPa, $p < 0,05$). En las zonas media y cervical, los valores del módulo de flexión oscilaron aproximadamente entre 189,5 y 196,5 GPa, que fueron superiores a los de la zona incisal. La abrasión por aire tendió a aumentar los valores del módulo de flexión, pero sin un efecto significativo. Bajo la condición de control sinterizado en este estudio, el sitio incisal, que presenta la mayor translucidez, mostró una resistencia a la flexión y un módulo significativamente menores que los sitios medio y cervical. La abrasión por aire disminuyó la resistencia a la flexión en cada sitio; no obstante, el sitio cervical conservó un valor de resistencia más alto que el sitio incisal. Aunque la alta translucidez de la zirconia podría obtenerse a partir de un mayor tamaño de grano y una mayor cantidad de fase cúbica, esta última causó la disminución de la tasa de transformación de la fase tetragonal a la monoclinica, y finalmente deterioró la resistencia a la fractura de la cerámica de zirconia altamente translúcida.

Reem AlMutairi et al, evaluaron el efecto de la abrasión con partículas de aire sobre la resistencia a la flexión de la zirconia 5Y-TZP y es controvertido, ya que depende del tamaño de las partículas abrasivas, su tipo y la presión de aire empleada. Por ejemplo, algunos estudios han informado de un aumento de la resistencia a la flexión tras la abrasión con partículas de aire, y esto podría explicarse considerando que el mecanismo de endurecimiento por transformación contrarresta cualquier

posible defecto crítico introducido por la abrasión con partículas de aire. Por el contrario, otros trabajos han informado de una disminución de la resistencia tras la abrasión por partículas de aire debido a la introducción de grandes defectos superficiales. En la actualidad, se dispone de pruebas limitadas sobre el uso de partículas abrasivas bajas y presiones de aire bajas cuando se trata de zirconia altamente translúcida.

Prueba de resistencia a la flexión biaxial (BFS) El ANOVA de dos vías mostró una diferencia estadísticamente significativa en la BFS entre los distintos grupos de pretratamiento de la superficie ($p < 0,05$), y el efecto de interacción entre el grupo de material cerámico y el grupo de pretratamiento de la superficie también resultó ser estadísticamente significativo ($p < 0,05$). Además, el ANOVA de una vía mostró una diferencia estadísticamente significativa entre los valores de BFS de los grupos de pretratamiento superficial para todos los materiales cerámicos ($p < 0,05$). Para las muestras DB, la media de la SD de la BFS tras el tratamiento con 50 μm de Al_2O_3 fue significativamente mayor que la muestra de control y tras el tratamiento con las microperlas de vidrio de 50 μm ($p < 0,05$). Por el contrario, tanto las muestras de DC como de ML mostraron valores de SD media de BFS que fueron estadísticamente significativos más altos en el grupo de control que después del tratamiento con las perlas de Al_2O_3 de 50 μm o con las microperlas de vidrio de 50 μm ($p < 0,05$).

La BFS de la cerámica de zirconio ultra translúcida 5Y-ZP ensayada se vio afectada negativamente cuando la abrasión por aire se llevó a cabo utilizando partículas de Al_2O_3 de 50 μm o microperlas de vidrio de 50 μm . En futuras investigaciones debería considerarse un tamaño de partícula menor.

Masanao Inokoshi describe la influencia del arenado con alúmina en la resistencia a la flexión de cuatro grados de zirconio dental altamente translúcido y parcialmente estabilizado de nueva generación. Los resultados demostraron claramente que la influencia del arenado con Al_2O_3 en la resistencia biaxial de la zirconia dental Y-PSZ dependía de la composición y microestructura de la cerámica de zirconia.

Las evaluaciones de resistencia revelaron un aumento de la resistencia a la flexión biaxial para KATANA HT (4Y-PSZ) y KATANA STML (5YPSZ) arenadas con Al_2O_3 , en comparación con el estado sinterizado. Una mayor resistencia a la flexión biaxial dio lugar a un mayor número de piezas fracturadas, cuando se comparan las condiciones de sinterizado y de arenado con Al_2O_3 para cada grado de YPSZ. Esto se debe a que la liberación de una mayor energía de deformación almacenada durante la fractura dio lugar a más fragmentos. Por otro lado, el KATANA UTML (6Y-PSZ) arenado con Al_2O_3 dio lugar a una menor resistencia a la flexión biaxial. Creemos que la resistencia de la zirconia tras el tratamiento superficial viene determinada por el equilibrio entre la formación de microfisuras (disminución de la resistencia) y la acumulación de tensión compresiva en la superficie (aumento de la resistencia). Además, la transformación de los grados de zirconia depende de la microestructura (es decir, el tamaño de grano en este estudio) y del contenido total de itria que afecta a la transformación t- ZrO_2 , así como al contenido c- ZrO_2 de la cerámica de zirconia, como se ha comentado anteriormente (Zhang et al., 2020a). Es muy probable que esta sea la razón por la que se comunicaron resultados controvertidos en el pasado, Mao et al. y Amarente et al. informaron de una disminución de la resistencia a la flexión biaxial tras el arenado de la 5Y-PSZ (Mao et al., 2018; Amarante et al., 2019), mientras que Lawson et al. informaron de una resistencia a la fractura comparable para la 5Y-PSZ no tratada en la superficie y la arenada. (Lawson et al., 2019). El bajo contenido de t- ZrO_2 y su baja transformación no parecen contribuir a la formación de una tensión de compresión superficial suficientemente alta para mejorar la resistencia a la flexión.

Carsten Hergeröder et al muestran la abrasión por aire de las partículas de alúmina redujo significativamente la resistencia a la flexión del 5Y-PSZ.

Los resultados de la resistencia a la flexión de la 5Y-PSZ muestran valores similares cuando las muestras no fueron sinterizadas con partículas de alúmina en comparación con los estudios existentes.

En el montaje experimental, cada una de las diferentes capas de la 5Y-PSZ no mostró ninguna diferencia significativa si fueron tratadas en estado presinterizado o

totalmente sinterizado, independientemente del tratamiento superficial aplicado. Una posible razón para ello podría ser la estructura de fase cúbica en comparación con la fase tetragonal del 3Y-TZP.

Sin embargo, la resistencia a la flexión no mostró diferencias significativas para la 5Y-PSZ tratada en estado presinterizado o totalmente sinterizado. Por lo tanto, las restauraciones dentales deberían fresarse y cortarse en un estado presinterizado para lograr un menor consumo de material, una mayor resistencia a la flexión y una translucidez y color óptimos, especialmente para el 3Y-TZP, como confirma este estudio.

La resistencia a la flexión biaxial fue significativamente menor para las muestras de 5Y-PSZ en cada capa cuando fueron tratadas con abrasión por aire de partículas de óxido de aluminio en comparación con el pulido y el esmerilado. Dado que esta diferencia se produjo independientemente de la capa y de la sinterización antes o después del corte en 5Y-PSZ, pero no para las muestras de 3Y-TZP

Los autores concluyeron que la abrasión con partículas de óxido de aluminio redujo la resistencia a la flexión para 5Y-PSZ en un 37,5% en comparación con el pulido de las muestras. El estudio de Amarante et al. subraya los resultados del presente estudio, aunque se utilizaron partículas de alúmina de diferente tamaño y la presión del aire fue tres veces mayor.

Todos estos estudios ayudarán a explicar el grosor mínimo de restauración recomendado y los procedimientos de adhesión permitidos para 5Y-ZP. En última instancia, sólo la experiencia clínica revelará las aplicaciones clínicas y las deficiencias de esta nueva iteración de zirconio translúcido.

En esta revisión bibliográfica, aún dentro de las limitaciones in vitro, se establece que se pueden extraer las siguientes conclusiones:

- ∂ Se puede describir que el 5Y-ZP tiene una resistencia a la flexión y un parámetro de translucidez intermedios a los del 3Y-TZP y el disilicato de litio, lo cual nos brinda mayores alternativas para el tratamiento integral de los pacientes.
- ∂ Se observó que la abrasión por aire produjo microgrietas en la superficie adhesiva, comprometiendo así las propiedades mecánicas. Sin embargo, la abrasión por aire también dio lugar a una mayor capacidad de adhesión entre la zirconia altamente translúcida y los cementos de resina, compensando así el deterioro de las propiedades mecánicas.
- ∂ Las superficies arenadas con Al_2O_3 mostraron microfisuras subsuperficiales y revelaron una mayor tensión de compresión que las superficies sinterizadas. Este es el caso de todos los grados de zirconia altamente translúcidos de nueva generación ensayados.
- ∂ El arenado con Al_2O_3 tiende a aumentar la resistencia a la flexión biaxial de 4YPSZ y 5Y-PSZ, pero no del grado de circonio altamente translúcido 6Y-PSZ, lo que se correlacionó directamente con la composición de la fase ZrO_2 y la microestructura de los grados de zirconio investigados. El equilibrio entre las microfisuras subsuperficiales y la acumulación de tensiones de compresión en la superficie determina la influencia del arenado con Al_2O_3 en la resistencia a la flexión biaxial.
- ∂ La abrasión por aire de las partículas de alúmina redujo significativamente la resistencia a la flexión de la zirconia 5Y-PSZ. Por lo tanto, la abrasión por aire de la 5Y-PSZ debe realizarse con precaución.

VI. BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1–25
- 2.- Saridag Serkan, Tak Onjen, Alniacik Gamse. “Basic properties and types of zirconia: An overview” *World Journal of Stomatology*, 2013, 2 (3) 2-12
- 3.- Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703–4.
- 4.- Pirosik A, Zurowski K, Pietrali, Z, Hedzelek W, Kozak M. Structural studies of degradation process of zirconium dioxide tetragonal phase induced by grinding with dental bur. *Elsevier B.V. B.* 2017; 411: 85–93
- 5.- Kurpaza L. Structural properties of zirconia e in-situ high temperature XRD characterization. *Journal of Molecular Structure.* 2018; 1163: 287-293
- 6.- Pirosik A, Zurowski K, Pietrali, Z, Hedzelek W, Kozak M. Structural studies of degradation process of zirconium dioxide tetragonal phase induced by grinding with dental bur. *Elsevier. B.V. B.* 2017; 411: 85–93
- 7.- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, Fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics.) *Dent Mater.* 2004; 20: 449–456.
- 8.- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20:1–25.

- 9.- Gupta TK, Bechtold JH, Kuznickie RC, Cadoff LH, Rossing BR. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *Journal of Materials Science* 1978; 13:1464.
- 10.- Garvie RC, Nicholson PS. Structure and thermodynamical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *Journal of American Ceramic Society* 1972; 55:152–7.
- 11.- Garvie R, Hannink R, Pascoe R. Ceramic steel? *Nature* 1975;258(5537):03
- 12.- Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37(8):641–52.
- 13.- Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37(8):641–52.
- 14.- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299–307
- 15.- Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res* 2007; 37:1–32.
- 16.- . Garvie RC, Nicholson PS. Structure and thermodynamical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *Journal of American Ceramic Society* 1972; 55:152–7.
- 17.- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20:1–25.
- 18.- Cales B, Stefani Y. Mechanical properties and surface analysis of retrieved zirconia femoral hip joint heads after an implantation time of two to

three years. *Journal of Materials Science Materials in Medicine* 1994; 5:376–80.

- 19.- Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of Materials Science* 1991; 26:6706–14.
- 20.- Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of Dental Research* 2002;81: 487–91.
- 21.- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials* 1999; 15:426–33.
- 22.- Zhang Y, Kelly JR. 2017. Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dent Clin North Am.* 61(4):797–819.
- 23.- Zhang Y, Lawn BR. 2018. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res.* 97(2):140–147.
- 24.- Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. 2018. The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *J Dent Res.* 97(2): 132–139
- 25.- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. 1999. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater.* 15(6):426–433.
- 26.- Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. 2006. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont.* 19(5):442–448

- 27.- Guess PC, Zhang Y, Kim JW, Rekow ED, Thompson VP. 2010. Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *J Dent Res.* 89(6):592–596.
- 28.- Ozcan M, Melo RM, Souza RO, Machado JP, Felipe Valandro L, Bottino MA. 2013. Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater.* 20:19–28.
- 29.- Kosmac T, Oblak C, Marion L. 2008. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Eur Ceram Soc.* 28(5):1085–1090.
- 30.- Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, de Mestral F, Griggs JA, Wiskott HW. 2011. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 μm silica-coated alumina particles. *Dent Mater.* 27(2): e28–e42.
- 31.- Khan AA, Al Kheraif AA, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD. 2017. Recent trends in surface treatment methods for bonding composite cement to zirconia: a review. *J Adhes Dent.* 19(1):7–19.
- 32.- Denry, I., Kelly, J.R., 2008. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent. Mater.* 24, 299–307.
- 33.- Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C., Vult Von Steyern, P., 2014. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxidestabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol. Scand.* 72, 145–153

- 34.- Kolakarnprasert, N., Kaizer, M.R., Kim, D.K., Zhang, Y., 2019. New multi-layered zirconias: composition, microstructure and translucency. *Dent. Mater.* 35, 797–806.
- 35.- Mao, L., Kaizer, M.R., Zhao, M., Guo, B., Song, Y.F., Zhang, Y., 2018. Graded ultratranslucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *J. Dent. Res.* 97, 1222–1228.
- 36.- Zhang, Y., Lawn, B.R., 2018. Novel zirconia materials in dentistry. *J. Dent. Res.* 97, 140–147.
- 37.- Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M., Chevalier, J., 2018. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent. Mater.* 34, 879–890.
- 38.- Mao, L., Kaizer, M.R., Zhao, M., Guo, B., Song, Y.F., Zhang, Y., 2018. Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *J. Dent. Res.* 97, 1222–1228.
- 39.- Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A.V., Clarke, D.R., 2009. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J. Am. Ceram. Soc.* 92, 1901–1920.
- 40.- Zhang, F., Reveron, H., Spies, B.C., Van Meerbeek, B., Chevalier, J., 2019. Trade-off between fracture resistance and translucency of zirconia and lithium-disilicate glass ceramics for monolithic restorations. *Acta Biomater.* 91, 24–34.

- 41.- Flinn, B.D., Raigrodski, A.J., Mancl, L.A., Toivola, R., Kuykendall, T., 2017. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J. Prosthet. Dent* 117, 303–309
- 42.- Chevalier, J., Deville, S., Munch, E., Jullian, R., Lair, F., 2004. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 25, 5539–5545.
- 43.- Chevalier, J., Gremillard, L., Deville, S., 2007. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu. Rev. Mater. Res.* 37, 1–32.
- 44.- Kolakarnprasert, N., Kaizer, M.R., Kim, D.K., Zhang, Y., 2019. New multi-layered zirconias: composition, microstructure and translucency. *Dent. Mater.* 35, 797–806.
- 45.- Nakamura, K., Harada, A., Ono, M., Shibasaki, H., Kanno, T., Niwano, Y., Adolfsson, E., Milleding, P., Ortengren, U., 2016. Effect of low-temperature degradation on the mechanical and microstructural properties of tooth-colored 3Y-TZP ceramics. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 53, 301–311.
- 46.- Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;120(1):132–7. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.004>
- 47.- Maruo Y, Yoshihara K, Irie M, Nishigawa G, Nagaoka N, Matsumoto T, et al. Flexural properties, bond ability, and crystallographic phase of highly translucent multi-layered zirconia. *J Appl Biomater Funct Mater* [Internet].

2020; 18:228080002094271. Disponible en:
<http://dx.doi.org/10.1177/2280800020942717>

- 48.- Inokoshi M, Shimizubata M, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Minakuchi S, et al. Impact of sandblasting on the flexural strength of highly translucent zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2021;115(104268):104268. Disponible en:
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104268>
- 49.- AlMutairi R, AlNahedh H, Maawadh A, Elhejazi A. Effects of different air particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength and fractography of high/ultra-translucent Zirconia. *Materials (Basel)* [Internet]. 2021;15(1):244. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3390/ma15010244>
- 50.- Hergeröder C, Wille S, Kern M. Comparison of testing designs for flexural strength of 3Y-TZP and 5Y-PSZ considering different surface treatment. *Materials (Basel)* [Internet]. 2022;15(11):3915. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3390/ma15113915>
- 51.- International Organization for Standardization. ISO 6872:2015. Dental ceramic. Geneva: International Organización for Standardization; 2015. Available at: <https://www.iso.org/standard/59936.html>.
- 52.- Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016;116(2):257–63. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.11.019>
- 53.- Alao A-R, Stoll R, Song X-F, Miyazaki T, Hotta Y, Shibata Y, et al. Surface quality of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal in CAD/CAM

milling, sintering, polishing and sandblasting processes. J Mech Behav Biomed Mater [Internet]. 2017;65:102–16. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.08.021>

○