



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

TESIS

**“RESISTENCIA A LA FLEXIÓN POSTARENADO SOBRE DOS DIFERENTES
TIPOS DE ZIRCONIA (KATANA® VERSUS ZIRCONZAHN®)”**

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRÍA EN REHABILITACIÓN ORAL
E IMPLANTOLOGÍA**

PRESENTA

C.D. DULCE ALEJANDRA BARRALES CONTRERAS

DIRECTOR DE PROYECTO

M.E.I FLORIBERTO CALIXTO ARELLANO

DIRECTOR DISCIPLINARIO

M.E.I ANA KARINA LEY GARCÍA

DIRECTOR METODOLÓGICO

MSP. ROSENDO CARRASCO GUTIÉRREZ

LECTOR

DRA. ABIGAILT FLORES LEDESMA

Junio 2024

DICTAMEN DE APROBACIÓN DE TESIS



Oficio No. FESIEP/CIFE/060/2024

C. Dulce Alejandra Barrales Contreras
Estudiante de la Maestría en Estomatología
Con opción en Terminal en Rehabilitación Oral
Matrícula No.: 222450013
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, la que suscribe MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana en mi calidad de Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; para comunicarle una noticia importante en relación con su proceso académico.

Con agrado, le informo que la Secretaría de Posgrado ha otorgado la aprobación para la impresión de su Tesis Titulada:

"Resistencia a la flexión postarejado sobre dos diferentes tipos de zirconia (KATANA® VERSUS ZIRCONZAHN®)".

Esta tesis está inscrita en el libro de registros No. 09, página 01, con el No. de asignación 2024254 en la Secretaría de Investigación de esta Unidad Académica. Usted presentará esta tesis para realizar su examen profesional y así obtener el grado de Maestra en Estomatología.

La aprobación de la impresión de su tesis represente un hito significativo en su trayectoria académica y profesional. Es el reflejo de su arduo trabajo, dedicación y la profundidad de su investigación en el campo de la Estomatología.

Le insto a que proceda con los pasos necesarios para la impresión y presentación de Tesis, cumpliendo con todas las normativas y plazos establecidos por la Facultad. Esto incluye la revisión final de su documento, asegurándose de que desempeñe todos los requisitos académicos y formatos establecidos, así como la coordinación con la Secretaría para la programación de su examen profesional.

Para cualquier consulta, aclaración o información adicional, le invito a contactar directamente a este Posgrado, estamos aquí para asistirle en cada paso restante de su proceso académico.

Sin otro particular, le reitero mi más atenta y distinguida consideración y le deseo éxito en la etapa final de esta carrera académica.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., a viernes 14 de junio del 2024

MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana
Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



* Nota: Se anexa Formato de Impresión de Tesis - C. Dulce Alejandra Barrales Contreras - Maestría en Estomatología con opción en Terminal en Rehabilitación Oral - S.I.E.P. - Facultad de Estomatología - BUAP. (original) - p.s.c.y.a.

*C.c.p. Archivo

*MCO. FJMA/MEP. GNRCQ/yaneth

Secretaría de Investigación y
Estudios de Posgrado
Facultad de
Estomatología

31 poniente 1304, Col. Volcanes
Puebla, Pue.
C.P. 72410
Tel. Of. 22'22 29 55 00
Ext. 5526

AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN

**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL**

Para obtener el Grado de: **Maestra en Estomatología con opción terminal en Rehabilitación Oral.**

No. Registro CIFE: 2024254. **Fecha de Registro ante CIFE:** martes 16 de abril 2024.

Título de la Tesis: "Resistencia a la flexión postarejado sobre dos diferentes tipos de zirconia (KATANA® VERSUS ZIRCONZAHN®)"

Nombre del alumno: Dulce Alejandra Barrales Contreras **Matrícula:** 222450013

Domicilio: Calle de la niñez #17, concepción la cruz. San Andrés Cholula, Puebla.

Tel: 22*25 77 30 20 **Fecha de ingreso a la Facultad:** lunes 03 de enero del 2022.

Firma: 

Director de Tesis: MEI. Floriberto Calixto Arellano. **Grado académico:** Maestría en Estomatología Integral.

Adscripción: Facultad de Estomatología. **ID:** NSS011477. **Tel:** 22*26 18 03 86

Firma: 

Director Disciplinario: MEI. Ana Karina Ley García. **Grado académico:** Maestría en Estomatología Integral.

Adscripción: Facultad de Estomatología. **ID:** 100215766. **Tel:** 22*24 55 30 60

Firma: 

Director Metodológico: DSP. Rosendo Gerardo Carrasco Gutiérrez. **Grado académico:** Doctor en Salud Pública.

Adscripción: Facultad de Estomatología. **ID:** 100008655. **Tel:** 22*25 05 30 84

Firma: 

Lector: DC. Abigail Flores Ledesma. **Grado académico:** Doctora en Ciencias.

Adscripción: Facultad de Estomatología. **ID:** 100324622 **Tel:** 55*37 37 66 11.

Firma: 

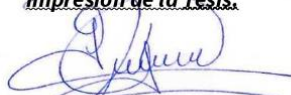
Nombre y firma de aprobación del presidente de la academia/Responsable de la Maestría en Estomatología con Opción terminal en Rehabilitación Oral.

MEI. Guillermo Franco Romero

Firma: 

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

MEP. Gisela Nataly Rubín de Celis Quintana





Fecha actual: viernes 14 de junio del 2024.

Sello

OFICIO DE ACEPTACIÓN DE PROYECTO C.I.F.E



Constancia No. FESIEP/CIFE/256/2024

MEI. Floriberto Calixto Arellano
Responsable del Proyecto de Investigación
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, la que suscribe MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana en mi calidad de Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla. Es mi deber informarle acerca de una actualización significativa relacionada con el Proyecto de Investigación (Colectivo) que Usted lidera.

Título original:

"Resistencia a la flexión postareñado sobre dos diferentes tipos de zirconia (KATANA® VERSUS ZIRCONZAHN®)."

Fue presentado por el equipo compuesto, por:

No.	Cargos	Nombres	ID - Matrículas
1	Responsable del Proyecto de Investigación:	MEI. Floriberto Calixto Arellano	NSS011477
2	Director Disciplinario:	MEI. Ana Karina Ley García	100215766
3	Director Metodológico:	DSP. Rosendo Gerardo Carrasco Gutiérrez	100003655
4	Estudiante de Maestría en Estomatología <u>Terminal en Rehabilitación Oral</u>	C. Dulce Alejandra Barrales Contreras	222450013

Dicho proyecto fue registrado en el libro de registros 09, página 01, bajo el No. de asignación 2024254, con fecha asentada el día martes 16 de abril del año vigente, ante el Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología (C.I.F.E).

Se hace constar, que, el día viernes 07 de junio del presente año, el C.I.F.E. recibió su notificación de Cambio de Título de su Proyecto de Investigación. Tras su revisión y aprobación.

El título ha sido modificado a:

"Resistencia a la flexión postareñado sobre dos diferentes tipos de zirconia (KATANA® VERSUS ZIRCONZAHN®)."

Por lo anterior, el equipo de investigación y los roles asignados permanecen inalterados. Es importante destacar que esta actualización para para efectos legales y administrativos pertinentes.

Sin más por el momento y esperando una colaboración continua, le reitero mi disposición para cualquier consulta o aclaración.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., a viernes 07 de junio del 2024

MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana
Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



*C.p. Archivo
*MCO.FJMA/MEP. GNRCCO/yaneth

Secretaría de Investigación y
Estudios de Posgrado
Facultad de
Estomatología

31 poniente 1304, Col. Volcanes
Puebla, Pue.
C.P. 72410
Tel. Of. 22*22 29 55 00
Ext. 5526

REPORTE DE SIMILITUD ANTI PLAGIO

Reporte de similitud

INFORME DE ORIGINALIDAD



FUENTES PRIMARIAS

1	Submitted to BENEMERITA UNIVERSIDAD AUTONOMA DE PUEBLA BIBLIOTECA Trabajo del estudiante	3%
2	www.actaodontologica.com Fuente de Internet	2%
3	www.ncbi.nlm.nih.gov Fuente de Internet	2%
4	hdl.handle.net Fuente de Internet	2%
5	idus.us.es Fuente de Internet	1%
6	Submitted to Universidad Catolica De Cuenca Trabajo del estudiante	1%
7	www.elsevier.es Fuente de Internet	1%
8	doczz.es Fuente de Internet	1%
9	Submitted to Universidad de los Andes - Chile Trabajo del estudiante	

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a todos aquellos que durante estos dos años me han ayudado y han sido parte fundamental en el término de esta tesis y con ello la culminación de esta etapa.

Principalmente quiero agradecer a mis padres por su apoyo y cuidado, por nunca dejarme sola y siempre darme ánimos en mis momentos más vulnerables. A mi madre Zenaida por su infinito amor, por sus desvelos y toda su paciencia.

A mis hermanas María, Cristina, Carina, Pilar y Helena por su paciencia pues sé que convivir con una maestría no es una tarea fácil. Gracias por su apoyo incondicional, por ayudarme a concluir todos mis objetivos personales y académicos. A mi cuñado Alejandro por todo su apoyo en este camino. A mi novio el Dr. Alejandro por no dejarme sola en momentos difíciles, por alentarme a mejorar día con día y por su ayuda en mi investigación.

A los que ya no están con nosotros, pero sé que estarían muy orgullosos de que el sueño que tenía años atrás hoy sea una realidad.

Con profundo respeto y reconocimiento, extendiendo mi más sincera gratitud al Dr. Calixto Arellano por todo su apoyo, por creer en mis capacidades y habilidades desde el día uno en la maestría, por todo lo enseñado y principalmente por su apoyo en la elaboración de esta investigación. A la Dra. Ana Ley por su cariño, dedicación, por sus conocimientos y por festejar conmigo cada logro dentro y fuera de la maestría. Reconozco el apoyo al Dr. Rosendo Carrasco, por todas sus aportaciones a mi proyecto y su disponibilidad para esta investigación. A la Dra. Ángeles Moyaho por todo su apoyo en mi investigación ha sido esencial para afinar mi investigación.

Expreso mi agradecimiento a mi lector de tesis, la Dra. Abigail Flores Ledesma, cuyas observaciones y constructivos comentarios han sido cruciales para la culminación de este trabajo.

Agradezco a mi coordinador el Dr. Guillermo Franco que me ha visto desde años atrás y que me permitió entrar a esta prestigiosa universidad para continuar preparándome, que me ha exigido aún más de lo que me creí capaz, pero al mismo tiempo me ha permitido obtener mi tan ansiado título. Espero poder recompensar toda su ayuda y paciencia.

Agradezco a los docentes que formaron parte de mi formación, por hacer que los conceptos fueran más que palabras y poderlos llevar a la práctica. Son parte fundamental para que el día de hoy pueda estar culminando esta meta.

A mis compañeros de maestría pues sin conocernos nos volvimos una familia y como toda familia aun teniendo diferencias siempre estuvimos cuando nos necesitábamos, les agradezco todo su apoyo Brenda, Mariana, Rodrigo, Lucas y Bryan.

Finalmente, toda mi gratitud a la beca CONACYT, cuyo apoyo financiero ha hecho posible mi investigación y que ha podido ser de ayuda para dedicarme completamente a la elaboración de este trabajo y a mis estudios.

ÍNDICE

DICTAMEN DE APROBACIÓN DE TESIS	3
AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN	4
OFICIO DE ACEPTACIÓN DE PROYECTO C.I.F.E.....	5
REPORTE DE SIMILITUD ANTI PLAGIO.....	6
AGRADECIMIENTOS.....	7
INDICE DE FIGURAS.....	11
ÍNDICE DE TABLAS.....	11
1. RESUMEN.....	12
2. PALABRAS CLAVE	12
3. INTRODUCCIÓN.....	13
4. ANTECEDENTES GENERALES	14
4.1 Cerámicas	14
I. Cerámicas de Silicato o Feldespáticas:.....	15
II. Cerámicas de Óxidos	17
III. Vitrocerámicas o Cerámicas Vítreas	17
4.2 Clasificación de las cerámicas según su método de obtención o método de fabricación.....	18
4.3 Zirconia	19
4.4 Generaciones de la Zirconia	20
a) Primera generación	21
b) Segunda generación	21
c) Tercera generación	21
d) Cuarta generación.....	21
4.5 Propiedades Mecánicas.....	22
4.6 Propiedades Ópticas.....	23
4.7 Arenado con Óxido de Aluminio.....	24
5. ANTECEDENTES ESPECÍFICOS	24
6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	27
7. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	27
8. JUSTIFICACIÓN.....	28
9. OBJETIVO.....	28
9.1 Objetivo general	28

9.2	Objetivos específicos.....	28
10.	HIPÓTESIS.....	28
11.	MATERIALES Y MÉTODOS	29
11.1	Diseño del estudio:.....	29
11.2	Muestra:	29
11.3	Criterios de selección	29
11.3.1	Inclusión	29
11.3.2	Exclusión	29
11.3.3	Eliminación	29
12.	Variables	30
13.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	30
14.	PROCEDIMIENTO.....	31
15.	RESULTADOS.....	35
16.	DISCUSIÓN	38
17.	CONCLUSIONES	41
18.	BIBLIOGRAFÍA	42

INDICE DE FIGURAS

Figura 1 Fase de la zirconia: monoclinico (M), cúbico (C) y tetragonal (T).	19
Figura 2 Disco Katana®	31
Figura 3 Disco Zirkozahn®	31
Figura 4 Milling Unit M1	32
Figura 5 Ceramill motion 2	32
Figura 6 Micrometro digital	33
Figura 7 Arenador Bioart	33
Figura 8 cargas de flexión de 3 puntos	34
Figura 9 Muestra al microscopio	34
Figura 10 Resistencia a la flexión de dos tipos comerciales de zirconia dental Zirkozahn® y Katana®	35
Figura 11 Resistencia a la flexión de dos tipos de zirconia Zirkozahn® y Katana® postarenado	36
Figura 12 Resistencia a la flexión entre Zirkozahn® y Katana® control y postarenado	37

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Clasificación de las cerámicas según su composición	15
Tabla 2 Cerámicas según su método de obtención	18
Tabla 3 Generaciones del zirconio	22
Tabla 4 Tabla de variables	30

1. RESUMEN

En la actualidad, hay una diversidad considerable de marcas que ofrecen zirconia. Sus atributos y cualidades lo convierten en una opción popular tanto para tratamientos dentales en la parte anterior como en posterior. Sin embargo, es crucial seleccionar cuidadosamente un material que garantice la durabilidad clínica de las restauraciones en el sector anterior, especialmente debido a las fuerzas masticatorias y los movimientos funcionales y parafuncionales. Este material debe cumplir con las necesidades físicas y mecánicas del sistema estomatognático, así como con los requisitos estéticos y fonéticos.

El propósito de este estudio fue evaluar la resistencia a la flexión sobre dos diferentes tipos de zirconia katana® versus zircozahn® postarenado. Para su realización se dispusieron 48 muestras de 20x2x2 mm, los cuales se dividieron en cuatro grupos con doce muestras en cada grupo, posteriormente se dividieron en dos grupos: grupo control y grupo experimental. Los resultados obtenidos y analizados estadísticamente revelaron que la resistencia a la flexión de los especímenes de Zircozahn® mostraron un promedio de resistencia a la flexión de 2699.1 MPa, mientras que, los especímenes de Katana® mostraron un promedio de resistencia a la flexión de 1942.3 MPa.

Basándose en lo anteriormente expuesto, se llegó a la conclusión de que la zirconia zircozahn® es más adecuada para el sector anterior en comparación con la zirconia katana®. Esto se debe a que la zirconia zircozahn® muestra una mayor resistencia a la flexión, lo que proporciona una mayor durabilidad clínica a la restauración.

2. PALABRAS CLAVE

Zirconia traslucida, arenado, óxido de aluminio, resistencia a la flexión.

3. INTRODUCCIÓN

Las prótesis se han vuelto común en la rehabilitación de pacientes con pérdida parcial o total de dientes. Sin embargo, para asegurar el éxito de la restauración sobre dientes remanentes o implantes, es crucial un diagnóstico detallado y una planificación cuidadosa, tanto en el ámbito protésico como quirúrgico. Esto garantizará que la prótesis funcione de manera similar a un diente natural, proporcionando al paciente confort, funcionalidad y estética en su vida cotidiana.

Aunque la rehabilitación protésica suele tener una alta tasa de éxito, como cualquier tipo de restauración, puede experimentar fallos o complicaciones mecánicas. Estos pueden incluir una adaptación inadecuada de las estructuras protésicas, un diseño deficiente de las mismas, desajustes en la oclusión al igual que en el caso de prótesis implantosoportadas, en este último caso se deberá planear cuidadosamente la ubicación y tamaño de los implantes, así como el tipo de aditamentos utilizados y la evaluación de las fuerzas ejercidas sobre ellos, entre otros aspectos importantes.

Las prótesis que se soportan uno o más implantes pueden experimentar deflexiones debido a las cargas oclusales aplicadas a los pilares de la prótesis. Además, dado que las conexiones entre los aditamentos y los implantes son sólidas, se genera cierta tensión y desplazamiento en cada componente del complejo corona, aditamento e implante. Esto puede resultar en un estrés significativo, que puede conducir a fallas o complicaciones tanto en el implante como en los componentes protésicos.

4. ANTECEDENTES GENERALES

El hablar de restauraciones estéticas implica hablar de cerámicas libres de metal que han ido evolucionando y generando cambios importantes en este campo de la investigación, estos materiales son utilizados con el fin de otorgar al paciente una armonía entre lo biológico, mecánico, estético y sobre todo que sea funcional. La diversidad de materiales restauradores estéticos complica el proceso de selección al momento de rehabilitar, sin embargo, las características de cada uno de ellos hacen que nos inclinemos más hacia un tipo de material dependiendo de las necesidades del caso.

4.1 Cerámicas

Las cerámicas surgen a partir de la necesidad de un material estético. Está formado por la unión de elementos metálicos y no metálicos.

Las cerámicas dentales están principalmente compuestas por óxidos metálicos que, al fusionarse a altas temperaturas, forman una pieza sólida con resistencia mecánica. La microestructura resultante después del proceso de sinterización puede variar según los tipos y proporciones de los óxidos metálicos utilizados, pudiendo ser completamente cristalina, vitrocéramica o mayormente vítrea. ⁽¹⁾

Actualmente, las cerámicas se clasifican según su composición microestructural y su capacidad de respuesta al ácido en: ⁽²⁾

- Cerámicas vítreas compuestas por sílica (feldespática): ácido sensibles.
- Cerámicas vítreas compuestas por sílica pero con cristales de relleno: ácido sensibles.
- Cerámicas policristalinas (zirconia): ácido resistentes.

Tabla 1 Clasificación de las cerámicas según su composición

Cerámicas de Silicato o Feldespática
a. Convencionales
b. Aluminosas
c. Reforzadas
i. Leucita
ii. Disilicato de litio
Cerámicas de Óxido
d. Óxido de alúmina
e. Óxido de Zirconio
Cerámicas Vítreas o Vitrocerámicas

I. Cerámicas de Silicato o Feldespáticas:

La composición y estructura de la cerámica feldespática domina una matriz vítrea, se compone de un 75 a 85% de feldespato lo cual otorga sus propiedades ópticas y también presenta una fase cristalina compuesta de un 15 a 80% de cuarzo SiO_2 , un 0 a 55% de leucita, de 11 a 60% de alúmina Al_2O_3 , 0 a 5% caolín $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-H}_2\text{O}$ y por último un 1% de óxidos metálicos. ⁽³⁾

a) Convencionales

Son las cerámicas de composición convencional, contienen 75 a 85% de feldespato de potasio ($\text{K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-6(SiO}_2\text{)}$) o feldespato de sodio $\text{Na}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-6(SiO}_2\text{)}$ o ambos, compuesto por un 46 a 66% de cuarzo SiO_2 , 5 a 25% de leucita $\text{K(Si}_2\text{Al)O}_6$, de 11 a 17% de alúmina Al_2O_3 , de 3 a 5% de caolín $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-2H}_2\text{O}$ y 1% de pigmentos. ⁽³⁾

Se consideradas cerámicas de baja resistencia se emplean para recubrimiento de subestructuras metálicas o cerámicas, ya que tiene un coeficiente de expansión térmica el cual es compatible con los demás materiales. ⁽⁴⁾

b) Aluminosas.

Éstas contienen 30-40% de feldespato de potasio ($\text{K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-6(SiO}_2\text{)}$) o feldespato de sodio $\text{Na}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-6(SiO}_2\text{)}$ o ambos, un 15 a 17% de cuarzo SiO_2 , leucita $\text{K(Si}_2\text{Al)O}_6$, de un 45 a 60% de alúmina Al_2O_3 . ⁽³⁾

Se consideran cerámicas de mediana resistencia, empleadas en restauraciones monolíticas en el sector anterior como las carillas o bien se pueden colocar en el sector posterior como incrustaciones. Otra forma de emplearlas es como núcleo de carillas o corona en dientes anteriores siendo recubiertas con las cerámicas más estéticas. ⁽⁴⁾

c) Reforzadas

Se conserva una parte esencial de la composición de las porcelanas, pero se realizan modificaciones para fortalecer sus propiedades físico-mecánicas y de esta forma pueda mejorar sus características óptico-estéticas. Estas cerámicas se dividen en dos subgrupos.

- a. Leucita: Su fase cristalina se compone principalmente de un 40 a 63% de cuarzo, contienen un 40 a 55% de leucita K $(\text{Si}_2\text{Al})\text{O}_6$, de un 18 a 20% de alúmina Al_2O_3 , logrando alcanzar una resistencia a la flexión de 160 a 300 MPa. ⁽³⁾

La disposición de los cristales de leucita se enfoca en aumentar la resistencia sin comprometer la translucidez.

Principalmente se utilizan en subestructuras para carillas, coronas y prótesis fijas de tres piezas en la zona anterior, que necesitan ser revestidas con cerámicas convencionales. También pueden ser empleadas en restauraciones monolíticas que requieren ser maquilladas con cerámicas para alcanzar un mejor nivel estético. ⁽⁴⁾

- b. Litio: Se compone principalmente de un 57 a 80% de cuarzo, de un 11 a 19% de dislicato de litio K y de un 0 a 5% de alúmina Al_2O_3 , logrando alcanzar una resistencia a la flexión de 320-450 MPa. ⁽³⁾

Se emplean como sub-estructuras de carillas, coronas y prótesis fija de tres unidades hasta premolares. Se pueden llegar a utilizar como restauraciones monolíticas debido a que presenta de 6 a 9 distintos grados de translucidez. ⁽⁴⁾

II. Cerámicas de Óxidos

Se trata de cerámicas policristalinas con escasa o sin fase vítrea, dando como resultado alta opacidad, por lo que se emplean para fabricar subestructuras. Estas cerámicas pueden incluir óxidos simples como óxido de alúmina, dióxido de circonio o dióxido de titanio, entre otros. ⁽²⁾

a) Óxido de Alúmina

Están compuestas por un 85% de partículas de óxido de aluminio de 2-5 nm de diámetro. Esta concentración da como resultado una resistencia a la flexión de 500 MPa. In-Ceram Zirconio, constituida por un 67% de óxido de aluminio y un 33% de óxido de circonio elevan la resistencia a la flexión dando como resultado 600 MPa. ⁽⁵⁾

b) Óxido de Zirconio

Es un material polimórfico con una estructura: monoclinica, tetragonal y cúbica. Para estabilizarlo en la estructura tetragonal, se estabiliza parcialmente con óxido de itrio, lo que provoca en el material un fenómeno denominado transformación de endurecimiento. Su composición es de un 95% de óxido de circonio, 4 a 6% de óxido de itrio y de acuerdo con el fabricante se enriquece con un máximo del 1% de alúmina (óxido de aluminio), en el caso de PRETTAU®. ^{(3) (5)}

III. Vitrocerámicas o Cerámicas Vítreas

La fase cristalina de la vitrocerámica se compone de cristales de flúor-mica tetrasílicos ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$), lo que le otorga flexibilidad y resistencia a la estructura. Posteriormente, se comenzó a colar para crear subestructuras que luego se recubren con una cerámica a base de alúmina, y finalmente está indicada para realizar inlays cerámicos. ⁽³⁾

4.2 Clasificación de las cerámicas según su método de obtención o método de fabricación

Según la clasificación publicada por Griggs en el año 2007, se propone la siguiente clasificación: ⁽⁵⁾ ⁽⁶⁾

Tabla 2 Cerámicas según su método de obtención

Modeladas	Esta cerámica está compuesta principalmente de feldespato. Se fabrican mezclando polvo cerámico con agua destilada y se moldean o manipulan con un pincel.		
Coladas	Se funde a una temperatura de 1360°C, proporcionando su resistencia a la fractura, alcanza aproximadamente el 55% de cristalización, es sometida a 1075°C durante seis horas, lo que da como resultado su traslucidez.		
Prensadas e inyectadas	Requiere de un equipo especial para poder fundir un lingote o la pastilla, para posteriormente ser inyectado a presión dentro de una cámara de inyección.		
Infiltradas	La mezcla del polvo de óxido de aluminio con un líquido especial en un baño ultrasónico y presinterizado en un modelo de material refractario, para posteriormente la estructura porosa infiltrarla con un vidrio de sodio-lantano combinado en un proceso térmico especial y finalmente la estructura obtenida es recubierta con la porcelana convencional.		
CAD-CAM	Constan de tres fases: la digitalización, diseño y maquinado.		
	Maquinado	Torneadas o Mecanizadas	Consiste en un robot fresador que talla con fresas los materiales. Ventaja: <ul style="list-style-type: none"> • Equipo más sencillo • Tiempo • Vida útil de las fresas utilizadas • Tratamiento térmico del sinterizado final nos asegura mejores propiedades mecánicas
		Sinterizadas por láser	Mejor conocido como sinterizado láser selectivo
		Inyección de tinta de cerámica	La pasta de cerámica de óxido de alúmina o de óxido de zirconio estabilizado con itrio es depositada capa por capa. Hay dos formas: <ul style="list-style-type: none"> • Utilizando STL de una estereolitografía. La estructura es impresa con tinta de Y-ZrO, sin necesidad de un soporte. • Co-depositando una tinta de carbón negro junto con la pasta de cerámica.

4.3 Zirconia

La odontología ha evolucionado a la par de las demandas de los pacientes por lo que se ha visto en la necesidad de desarrollar proyectos para mejorar tanto la resistencia de los materiales como el valor estético que puede aportar al paciente. La zirconia es una biocerámica investigada por primera vez en 1789 por el químico alemán Martin Heinrich Kñlaproth y la primera publicación se realizó en 1969 por Helmer y Driskel. ^{(7) (8)}

La zirconia es un material con propiedades altamente resistentes al desgaste, carece de efectos citotóxicos o mutágenos, mostrando osteointegración y baja infiltración inflamatoria en tejido gingival, presenta un color blanco grisáceo y una fuerza flexural de 1600 MPa y una resistencia a la fractura de 9 MPa. ^{(7) (9)}

La zirconia puede presentar tres fases o patrones (**Figura 1**) los cuales son monoclinico (M), cúbico (C) y tetragonal (T), lo que va a depender de la temperatura en la que se trabaje con ellas. Su estado más puro es el monoclinico, siempre y cuando este a temperatura ambiente. La fase utilizada en la creación de piezas dentales y prótesis es la tetragonal y sucede cuando se eleva la temperatura de trabajo de 170 a 370° (**Figura 1**). Sin embargo, puede haber una desestabilidad en la restauración e ir de una tetragonal a una monoclinica. ⁽¹⁰⁾

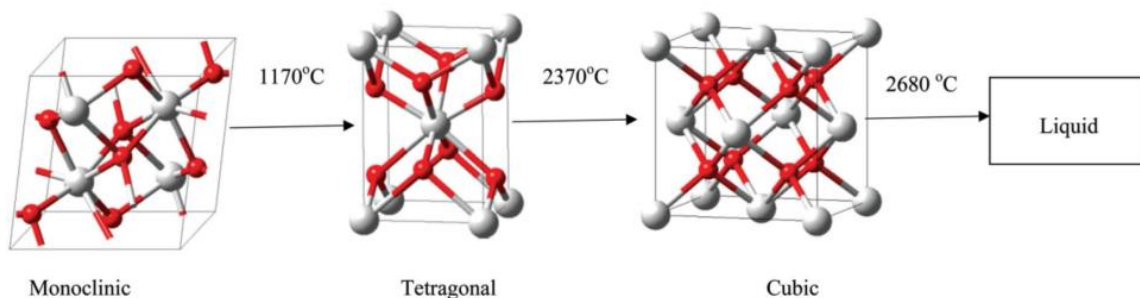


Figura 1 Fase de la zirconia: monoclinico (M), cúbico (C) y tetragonal (T).

En 1990, se presentó el dióxido de zirconio tetragonal policristalino parcialmente estabilizado con óxido de itrio (Y-TZP) como el material principal para las restauraciones cerámicas, proporcionando propiedades mecánicas superiores debido a su resistencia a la deformación. La zirconia convencional o también

conocida como de primera generación (3Y-TZP) tiene un alto índice de refracción a la luz en virtud de las numerosas estructuras cristalinas tan pequeñas a través de las cuales pasa la luz, lo que produce la opacidad del material. La ausencia del estratificado superficial elimina la problemática del astillado o microfracturas, lo que mejora la estabilidad a largo plazo. Una vez teniendo este tipo de ventajas, comenzaron a buscar estética por lo que se modificó a nivel molecular para poder desarrollar la segunda generación (3Y-TZP), dando como resultado una transmisión de luz y estabilidad a largo plazo. La zirconia de tercera generación (5Y-TZP) es considerada con una estructura mixta cúbica/tetragonal, ocasionando que la luz se disperse mejor y que llegue a ser más traslúcido. Sin embargo, al reducir la fase tetragonal afecta en sus propiedades mecánicas. Por ello y en vista de la necesidad por solucionar la resistencia del material, es que siguieron alterando su composición de forma que nace la cuarta generación (4Y-TZP), la cual presenta mejores propiedades mecánicas pero sus indicaciones son en coronas unitarias y monolíticas. ⁽¹²⁻¹⁶⁾

4.4 Generaciones de la Zirconia

La zirconia presenta 4 generaciones, las cuales tienen diferentes recomendaciones de uso. La primera generación de zirconia policristalina estabilizada con itrio (3Y-TZP) fue pionera en propiedades mecánicas superiores, pero carecía de las propiedades ópticas necesarias. Las siguientes tres generaciones surgieron a partir de esta primera: la segunda generación es 3Y-TZP, la tercera generación de 5Y-TZP y la cuarta generación de 4Y-TZP. El enfoque fue la reducción del tamaño del grano del material, dado que, mientras más pequeño el grano, se obtiene mayor translucidez y, al mismo tiempo, mejora sus propiedades ópticas. Reducir el tamaño del grano plantea un importante desafío como: mantener las propiedades mecánicas del material. Esto se debe a que cualquier modificación en el tamaño de los granos puede influir en la resistencia del material, ya que provoca cambios en la estructura de la zirconia. ⁽¹⁴⁾

a) Primera generación

Esta generación de la zirconia pasa por un proceso de sinterizado de 1600 °C, por lo que conlleva una reducción en la resistencia a la flexión, lo que resulta en un comportamiento negativo en términos de resistencia y, sobre todo, de estabilidad a largo plazo. En consecuencia, esta generación de zirconio monolítico no logra alcanzar la estabilización deseada. ^{(13) (15)}

b) Segunda generación

En el 3Y-TZP, el contenido de alúmina en peso se agregó hasta máximo el 1%, este peso varía del 0.25% al 0.05% de acuerdo con el fabricante. Este proceso genera una mayor translucidez y una transmisión de luz mejorada, así como una mayor estabilidad a largo plazo y una excelente resistencia. ^{(13) (15)}

c) Tercera generación

Es metaestable en la fase tetragonal y contiene una proporción de fase cúbica de hasta un 53%. Logra una completa estabilización mediante una mezcla cúbica en su estructura tetragonal. Los cristales cúbicos poseen un mayor volumen equiparándolo con los tetragonales, lo que resulta en una dispersión de la luz menos pronunciada en los límites de grano y porosidades residuales, contribuyendo así a su translucidez. Sin embargo, tiene bajas propiedades mecánicas pero mejores propiedades ópticas. ^{(13) (15)}

d) Cuarta generación

Al tener un contenido de itrio del 4% en moles, comparable a la tercera generación, se produce una disminución en las propiedades ópticas y un aumento en las propiedades mecánicas. Esto se logra gracias a una reducción de alrededor del 30% en la fase cúbica. Incrementando su fuerza en comparación con 5Y-TZP, pero disminuyendo su translucidez. ⁽¹³⁾

Tabla 3 Generaciones del zirconio

	Primera generación	Segunda generación	Tercera generación	Cuarta generación
Fórmula	3Y-TZP	3Y-TZP	5Y-TZP	4Y-TZP
Mecánica	+++	++	-	+
Óptica	-	+	++	++
Año	1995	2013	2015	2017
Mejores +++ Mejor ++ Buena + Peor -				

Manicone F, Rossi P. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry* 35 (2007) 819–826.

4.5 Propiedades Mecánicas

La resistencia flexural es una propiedad mecánica crucial que debe tener el material de restauración. Definida como la fuerza requerida para causar fractura o deformación plástica y está significativamente influenciada por la presencia y el tamaño de los defectos en la superficie del material probado.

Las propiedades de la zirconia son comparables a las del acero inoxidable, mostrando una resistencia a la tracción que oscila entre 900 y 1,200 MPa, y una resistencia a la compresión de alrededor de 2,000 MPa. ⁽¹⁶⁾

La resistencia a la fractura del óxido de zirconia se debe a que, cuando se produce una fisura, esta genera un aumento de energía que produce presiones tangenciales y un cambio en la estructura. Como resultado, se detiene el desarrollo de la grieta gracias a las fuerzas de compresión.

La zirconia es resistente a la tracción y a la resistencia de compresión, es extremadamente biocompatible, no causa alergias, es natural mostrando ventajas sobre el titanio y retiene menos placa dentobacteriana. Puede estar en contacto con la encía y manteniendo la arquitectura gingival. Presenta una alta estética en color debido a que, por su color blanco, elimina la posibilidad del oscurecimiento de la línea de la encía. En cuanto a su dureza, es el segundo material más resistente,

hasta el día de hoy, no ha habido informes sobre fracturas de pilares de implantes. De acuerdo con estudios realizados *in vivo*, mostraron que el material se encapsulaba por una capa de tejido fibroso, sin embargo, no mostró ninguna reacción tisular adversa mostrando de esta forma su excelente biocompatibilidad. ⁽⁹⁾ ⁽¹¹⁾

4.6 Propiedades Ópticas

Una de las características que deben tener los materiales restauradores es la estética, por ello que se ha modificado su estructura hasta conseguir su translucidez y resistencia. Esta se va a determinar por las impurezas y defectos que se reflejan en la absorción de luz. El tamaño de sus partículas y la onda de luz son similares, se obtienen una partícula más grande aumentando la translucidez. ⁽¹⁴⁾ ⁽¹⁷⁾

El color y apariencia de las restauraciones se ven afectadas por los parámetros intrínsecos y extrínsecos. Las características extrínsecas que afectan su apariencia son: la capa de cemento, el espesor y la degradación a baja temperatura, pueden afectar las propiedades ópticas. Las características intrínsecas que pueden afectarla son: los límites de los granos y los poros, que dispersan parte de la luz, lo que produce su translucidez o incluso la opacidad del material. La translucidez y opacidad de los materiales dependen de cómo y en qué medida se refleja, dispersa, refracta, transmite y absorbe la luz incidente. ⁽¹⁸⁾

La propagación de la luz a través de un material depende de 3 parámetros:

- Coeficiente de absorción (ma)
- Coeficiente de dispersión (ms)
- Factor de anisotropía de dispersión (g)

El factor es el que nos indica la cantidad de luz que se dispersa hacia adelante que es la translucidez o hacia atrás que es la opacidad del material. La luz transmitida es atenuada por los coeficientes de absorción y dispersión. ⁽¹⁸⁾

4.7 Arenado con Óxido de Aluminio

Se han propuesto diferentes técnicas en cuanto a la modificación de la superficie para mejorar la fuerza de adhesión.

El proceso de pulido produce ralladuras en la superficie que producen fuerzas residuales en el compuesto. El pulido puede conducir al desarrollo de una capa de fuerzas compresivas de superficie, que es beneficiosa para la resistencia al envejecimiento.

5. ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

La odontología protésica experimenta cambios, pasando de restauraciones metal-cerámicas a restauraciones totalmente cerámicas. Sin embargo, las cerámicas son frágiles y susceptibles de fracturarse. Por lo tanto, la necesidad de la implementación de materiales cerámicos fuertes y al mismo tiempo estéticos ha sido importante en el avance de materiales dentales actualmente.

La zirconia tetragonal estabilizador de itrio 3Y-TZP carecen de translucidez por lo que en temas estéticos hay un retroceso. Actualmente se busca mejorar la translucidez de la zirconia, mediante la introducción de la fase cúbica (c) la cual es ópticamente isotrópica en la zirconia tetragonal (t). Esto se ha podido alcanzar utilizando un contenido mayor de itrio para producir zirconia parcialmente estabilizada, 4 mol% (4Y-PSZ) o 5 mol% (5YPSZ). Sin embargo, al introducir la fase C decrece la fuerza y resistencia del material. ⁽¹⁹⁾

La zirconia y el acero inoxidable comparten propiedades similares, siendo ambos materiales radiopacos, presenta de 900 a 1,200 MPa de resistencia a la tracción y alrededor de 2,000 MPa de resistencia a la compresión. La resistencia a la fractura del óxido de zirconia se atribuye al momento en que una fisura genera un aumento de energía, lo que provoca presiones tangenciales y un cambio en la estructura del material, lo que provoca que pase de su forma tetragonal a la monoclinica y, en consecuencia, detiene el progreso de la grieta por las fuerzas de compresión. ⁽²⁰⁾

En el 2015 Carlo Monaco, Mauro Caldari y Roberto Escoti, llevaron a cabo un estudio donde se analizó el rendimiento clínico de 137 coronas de zirconia tanto en la parte posterior como en la anterior, durante un período de 5 años. Los hallazgos revelaron que el 94.7% de todas las restauraciones mostraron una supervivencia, y se observó que las fallas estructurales ocurrieron principalmente en pacientes con parafunciones. ⁽²¹⁾

Shinn-Jyh Ding y cols., realizaron un estudio que consistió en preparar un composite de CaSi–ZrO₂ y evaluar sus propiedades mecánicas, estabilidad a largo plazo, actividad in-vitro osteogénica y habilidad antibacterial, los resultados demostraron su resistencia y módulo de flexión en tres puntos del control de ZrO₂ fue de 486 MPa, siendo significativamente más alta que la de todos los compuestos que contienen CaSi. El material compuesto que contenía 10 % en peso de CaSi tenía un valor de resistencia a la flexión de tres puntos de 259 MPa, 20 % en peso de CaSi daba como resultado una resistencia de 201 MPa. 30 % en peso de CaSi a ZrO₂, la resistencia a la flexión del material compuesto llegó a 126 MPa. El CaSi mejora el crecimiento celular, diferenciación y mineralización de las células madre mesenquimales, sin embargo, disminuye su resistencia a la flexión. Los autores concluyeron que la incorporación de CaSi en ZrO₂ hizo que las propiedades mecánicas de los compuestos (incluida la resistencia a la flexión, el módulo de elasticidad y la dureza) se acercaran a las del hueso cortical. ⁽²²⁾

Carla Müller y cols., realizaron un estudio el cual consistió en analizar el efecto del arenado previo a la sinterización del material, la transformación de la fase y su resistencia al cizallamiento. Los resultados demostraron que el arenado pre-sinterizado no aumento la resistencia en comparación con el post-sinterizado, sin embargo, aumento los defectos superficiales. Los autores concluyeron que el tratamiento con Al₂O₃, independientemente del momento, su aplicación mejora los resultados de la unión y su transformación de la fase t→m. ⁽²³⁾

Min HE y cols., realizaron una investigación sobre el efecto del arenado sobre la rugosidad de la superficie y su resistencia al cizallamiento. Para realizar la

investigación, prepararon bloques de zirconia 16mm x 16mm x 3mm y se pulieron. Se dividieron en 4 grupos. El grupo A no recibió tratamiento; el grupo B se sometió al arenado, a una presión de 0,2 MPa y después se sinterizó; el grupo C se sinterizó primero y se areno a 0,2 MPa y por último el grupo D se sinterizó y posteriormente se areno a 0,4 MPa. Los autores concluyeron que el arenado antes de la sinterización aumenta la rugosidad de la superficie, lo cual podría mejorar la fuerza de adhesión. ⁽²⁴⁾

Srilatha Bhargava y cols., evaluaron la transición de la fase $t \rightarrow m$ que es producida por el arenado. Las partículas que utilizaron fueron: carburo de silicio (SiC), óxido de aluminio (Al_2O_3) y circonia (ZrO_2). Se fabricaron 30 barras de 20mm x 10mm x 1mm y se dividieron en 3 grupos para someterlas al arenado de forma aleatoria a 0,4 MPa, a 90° y a una distancia de 15 mm de la muestra. Para poder determinar la resistencia a la flexión de las muestras, se realizó prueba de flexión a tres puntos utilizando una máquina tipo Instron. En cuanto a las propiedades mecánicas los autores observaron que las superficies arenadas con SiC mostraron mejor resistencia a la flexión, sin embargo, entre las superficies arenadas con Al_2O_3 y ZrO_2 mostraron diferencias estadísticamente significativas entre ellos. ⁽²⁵⁾

Hee-Kyung Kim y cols., investigaron sobre el efecto del tamaño de las partículas de la arena en un tipo de zirconia convencional (Katana M®) y dos tipos de zirconia translúcidas (Katana STML® y Katana UTML®). Las muestras de zirconia de 14mm x 14mm x 1mm, se arenaron utilizando Al_2O_3 (25, 50, 90, 110 y 125 μm) 0,2 MPa a 10 mm y a 90° de la muestra. Finalmente, los autores entre sus conclusiones, es necesario destacar que las partículas de mayor tamaño indujeron más tensión en relación con la transformación de $t \rightarrow m$ para 3Y-TZP. Otra conclusión a la que llegaron fue la recomendación para 3Y-TZP es el arenado a 110 μm , para 4YPSZ 90 μm y finalmente para 5Y-PSZ 25 μm de arena, con el fin de un cambio en la superficie, mejorando la adhesión con el mínimo de daño en su superficie. ⁽²⁶⁾

6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La Rehabilitación Oral es un área de la odontología especializada en la restauración inmediata de los dientes con el fin de recuperar la funcionalidad y la armonía estética. Por ello una de las mayores preocupaciones del clínico en la planeación de una restauración es la resistencia a la flexión y longevidad que tendrá en boca. La zirconia es un material con propiedades físicas y mecánicas que lo hacen un material ideal para restaurar o sustituir órganos dentarios.

La evidencia científica respalda las propiedades estéticas y mecánicas que posee la zirconia, sin embargo, al existir diferentes tipos de zirconia en el mercado y para que nuestro tratamiento tenga éxito, debemos tomar en cuenta la resistencia a la flexión postarenado sobre diferentes tipos de zirconia. De esta forma poder determinar la mejor opción de tratamiento.

Muchas casas comerciales procesan la zirconia con fresadoras manuales y/o con sistemas CAD/CAM, por lo general todas ofrecen una resistencia a la fractura (900-1200MPa), sin embargo, no se tiene la certeza de que las cifras sean iguales en cualquier aplicación clínica, de igual forma es imposible confirmar que todas las zirconias son iguales en su resistencia. Poca es la evidencia bibliográfica que documente el desempeño de las coronas de zirconia ultratraslúcida, lo que motiva el desarrollo de diferentes estudios para poder estudiar su desempeño en situaciones específicas, como lo es este caso.

7. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Existe diferencia significativa en la resistencia a la flexión postarenado entre los dos diferentes tipos de zirconia (Katana® y Zircozahn®)?

8. JUSTIFICACIÓN

Es importante la evaluación y comparación de diferentes tipos de zirconia y la interacción con el medio oral, observando su adaptación, puesto que es de gran importancia para ayudarnos a predecir el pronóstico que tendrá en boca.

El desarrollo de proyectos *in vitro*, ayudan en la obtención de datos para valorar su viabilidad en cuanto a su aplicación en personas. Es por ello por lo que este estudio pretende estudiar la resistencia a la flexión de la zirconia postarenado para que con base en ello se pueda emitir un protocolo clínico para evitar o emplear este proceso para la supervivencia de la restauración en boca.

9. OBJETIVO

9.1 Objetivo general

Comparar la resistencia a la flexión postarenado sobre dos diferentes tipos de zirconia (Katana® versus Zirconzahn®).

9.2 Objetivos específicos

Evaluar la resistencia a la flexión postarenado de la zirconia Katana®

Evaluar la resistencia a la flexión postarenado entre de la zirconia Zirconzahn®

10. HIPÓTESIS

Hipótesis alterna: La zirconia Zirconzahn ® presenta mayor resistencia a la flexión en comparación a Katana®.

10.2 Hipótesis nula: La zirconia Zirconzahn® presenta menor resistencia a la flexión en comparación a Katana®.

11. MATERIALES Y MÉTODOS

11.1 Diseño del estudio:

Experimental, *in vitro*

11.2 Muestra:

Discos de zirconia (Katana® y Zirconzahn®).

- 36 barras de zirconia Katana® 20mmx2mmx2mm.
 - 18 barras de zirconia Katana® postarenadas.
 - 18 barras de zirconia Katana® control (sin arenar).
- 36 barras de zirconia Zirconzahn® 20mmx2mmx2mm.
 - 18 barras de zirconia Zirconzahn® postarenadas.
 - 18 barras de zirconia Zirconzahn® control (sin arenar).

11.3 Criterios de selección

11.3.1 Inclusión

- Sin daño estructural de la muestra.
- Medidas de la muestra.
- Marca de zirconia.

11.3.2 Exclusión

- Daño en la muestra de las zirconias.

11.3.3 Eliminación

- Que se rompan antes de ser sometidas a la prueba de flexión

12. Variables

Tabla 4 Tabla de variables

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala de medición	Estadística
Variable Independiente				
Marca de zirconia	La zirconia es uno de los materiales de vanguardia en la odontología moderna.	Tipo de Zirconia Se categorizará según el tipo de material utilizado Katana® y Zirconzahn®.	Nominal (Dicotómica) <ul style="list-style-type: none"> • Katana® • Zirconzahn® 	No aplica
Tratamiento de superficie			Nominal (Dicotómica) <ul style="list-style-type: none"> • Control (sin arenar) • Post arenado 	No aplica
Variable Dependiente				
Resistencia a la flexión	Esfuerzo máximo que presenta un material a la flexión sin romperse.	Resistencia a la flexión post arenado de la Zirconia. Se realizará de acuerdo con las especificaciones de acuerdo con la Norma ISO 6872:2015.	Cuantitativa por razón Megapascales (MPa)	Promedio, desviación estándar, T de Student y Anova de un factor.

13. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos fueron capturados en el programa Microsoft Excel Office 2019, para posteriormente depositarlos en el paquete estadístico SPSS, versión 26, de inicio se utilizó estadística descriptiva cuantitativa con medidas de tendencia central y de

dispersión: promedio y desviación estándar, las medidas de forma asimetría y curtosis, se utilizó para analizar si los datos tienen distribución normal, que también será corroborada por la prueba Shapiro Wilk.

Para determinar diferencias entre las medias de los grupos (Katana® y Zirconc Zahn®), se utilizó la prueba T de Student para grupos independientes.

Para determinar las diferencias inter-grupo (control postarenado), se utilizó la prueba T de Student para grupos independientes.

Se hizo también un análisis de los subgrupos de Katana® y Zirconc Zahn®, esto fue ya mediante la prueba ANOVA de un factor si los datos tenían distribución normal, se utilizó prueba *post hoc* como Tukey, para determinar en qué grupos en específico se encuentran estas diferencias.

14. PROCEDIMIENTO

Preparación de la muestra

Se obtuvieron 2 discos de zirconia de la marca Zirconc Zahn® y 2 discos de la marca Katana® de dimensiones 95mm 20mm.



Figura 2 Disco Katana®



Figura 3 Disco Zirconc Zahn®

Se enviaron a Exocad para el diseño de un archivo STL, posteriormente, se envió al laboratorio dental el archivo STL para el fresado de los discos en la fresadora Ceramill motion 2 para el fresado de los discos Katana® y para obtener las barras Zirkonzahn® se mandó a fresar a la máquina Milling Unit M1, las cuales fueron sinterizadas de acuerdo con las especificaciones del fabricante y posteriormente el grupo control se sometió a la prueba de flexión, por otro lado, el grupo prueba se realizó el arenado con partículas de óxido de aluminio de 50 micrones a 90°, a una distancia de 15 mm, para posteriormente ser sometidas a la prueba de flexión en la maquina Instron modelo 4465.



Figura 4 Milling Unit M1

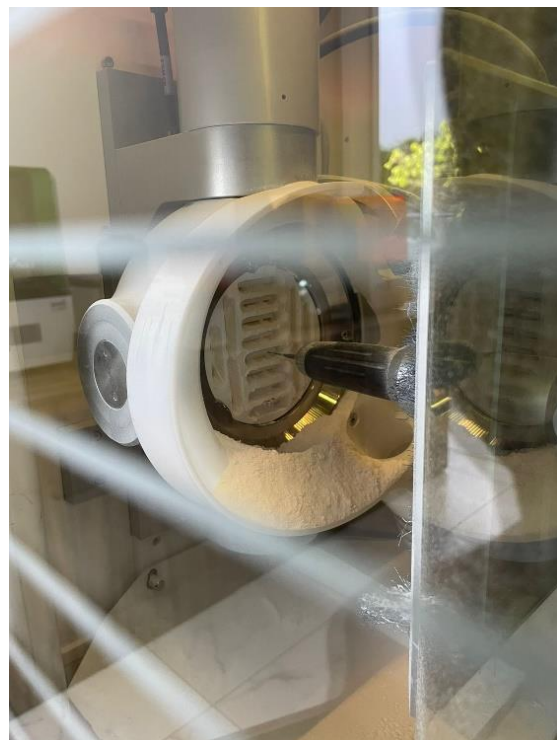


Figura 5 Ceramill motion 2

Conformación de los grupos

- Grupo 1 Zirconia Katana® (24 muestras).
 - Control (sin arenar (n = 12)).
 - Postarenado (n=12).

- Grupo 2 Zirconia Zircozahn® Prettau® 4 Anterior® Dispersive® (24 muestras).
 - Control (sin arenar (n = 12)).
 - Postarenado (n = 12).

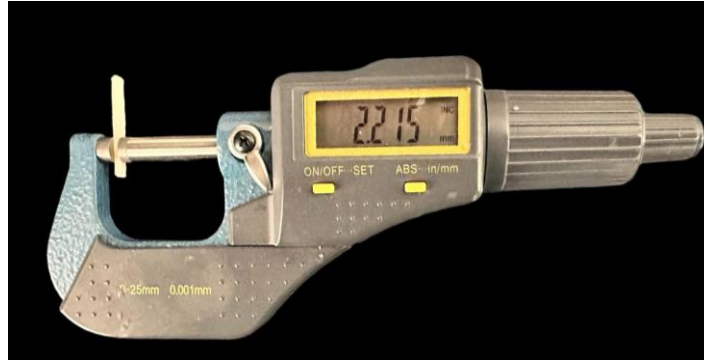


Figura 6 Micrometro digital

Acondicionamiento de la superficie

Se arenó la superficie con partículas de óxido de aluminio.

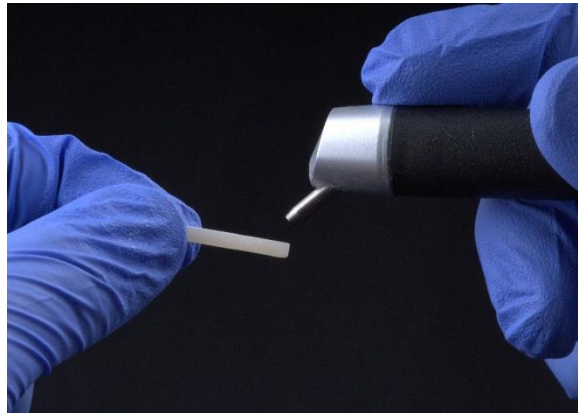


Figura 7 Arenador Bioart

Pruebas de resistencia a la flexión

Una vez obtenida las muestras, se llevaron a cargas de flexión de 3 puntos, aplicados utilizando la máquina instron 4465. Su base se compone por rodillos de soporte los cuales son colocados con un centro de 12 a 40 mm de separación. La carga se aplicó en el punto medio entre los soportes mediante un tercer rodillo. Todo el procedimiento se realizó basándonos en la NOM- ISO 6872:2015.

Los datos se tabularon en una hoja del programa Microsoft Excel, para calcular los valores de resistencia a la flexión en MPa y el módulo de Weibull, luego se trasladaron al programa SPSS V23, donde se utilizó la prueba de normalidad Shapiro Wilk y T Student, con un nivel de confianza del 95%, al igual que el análisis del módulo de Weibull.

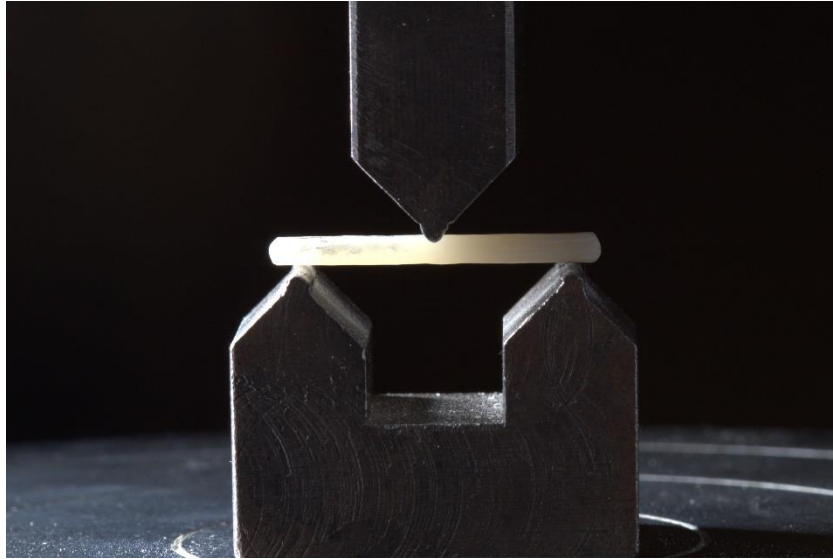


Figura 8 cargas de flexión de 3 puntos

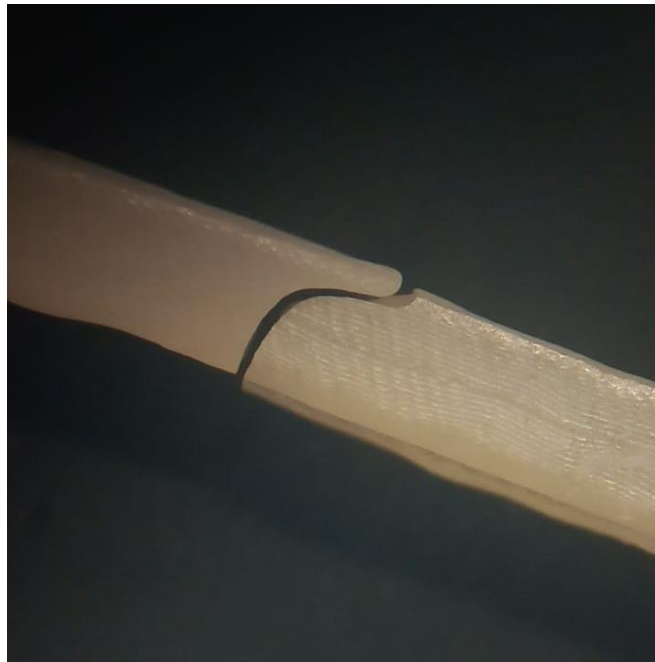


Figura 9 Muestra al microscopio

15. RESULTADOS

El objetivo principal de este estudio fue comparar la resistencia a la flexión de dos tipos de zirconia (Katana® y Zirconzahn®) después de un proceso de postarenado. La resistencia a la flexión es una medida crítica en biomateriales dentales, ya que determina la capacidad del material para soportar fuerzas sin fracturarse, lo cual es esencial para la durabilidad y funcionalidad de las prótesis dentales.

En la siguiente figura, se muestra la resistencia a la flexión de Katana® y Zirconzahn® control (sin arenar). Las muestras de Zirconzahn nuevamente muestran una resistencia a la flexión significativamente mayor en comparación con los de Katana®. El p -valor (0.0031786) sugiere que hay una diferencia estadísticamente significativa entre Zirconzahn y Katana® en la condición control (sin arenar) ($p < 0.05$).

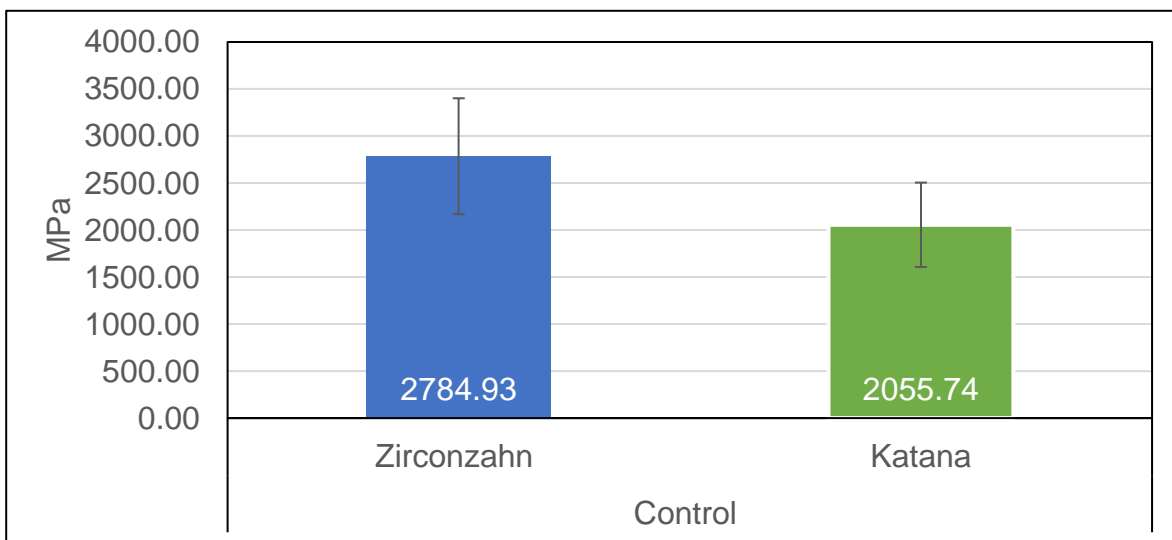


Figura 10 Resistencia a la flexión de dos tipos comerciales de zirconia dental Zirconzahn® y Katana®

En la siguiente figura, los especímenes de Zirconzahn® mostraron un promedio de resistencia a la flexión de 2699.1 MPa, mientras que, los especímenes de Katana® mostraron un promedio de resistencia a la flexión de 1942.3 MPa.

La desviación estándar para Zirconzahn® fue de 232.1 MPa, lo que indica una variabilidad moderada en los resultados. La desviación estándar para Katana® fue de 117.8 MPa, indicando una variabilidad menor en comparación con Zirconzahn®.

El p-valor obtenido fue <0.001 , lo cual es significativamente menor que el nivel de significancia comúnmente aceptado ($p < 0.05$). Esto sugiere que la diferencia en la resistencia a la flexión entre Zirconzahn® y Katana® es altamente significativa desde un punto de vista estadístico.

Los resultados de la tabla demuestran que Zirconzahn® tiene una resistencia a la flexión significativamente mayor que Katana® después del proceso de postareñado. Esta diferencia es considerable, con Zirconzahn® mostrando un promedio de resistencia aproximadamente un 39% mayor que Katana®.

Los materiales con mayor resistencia a la flexión, como Zirconzahn®, pueden ser preferibles en aplicaciones donde se anticipan mayores cargas mecánicas, como en prótesis dentales o coronas en molares. La menor variabilidad en los resultados de Katana® sugiere una consistencia en la producción, aunque con una resistencia general menor en comparación con Zirconzahn®.

La mayor resistencia de Zirconzahn® puede deberse a diferencias en la composición del material o en el proceso de fabricación. Aunque Zirconzahn® muestra una resistencia superior, es crucial considerar otros factores como la estética, biocompatibilidad y costo, al tomar decisiones clínicas.

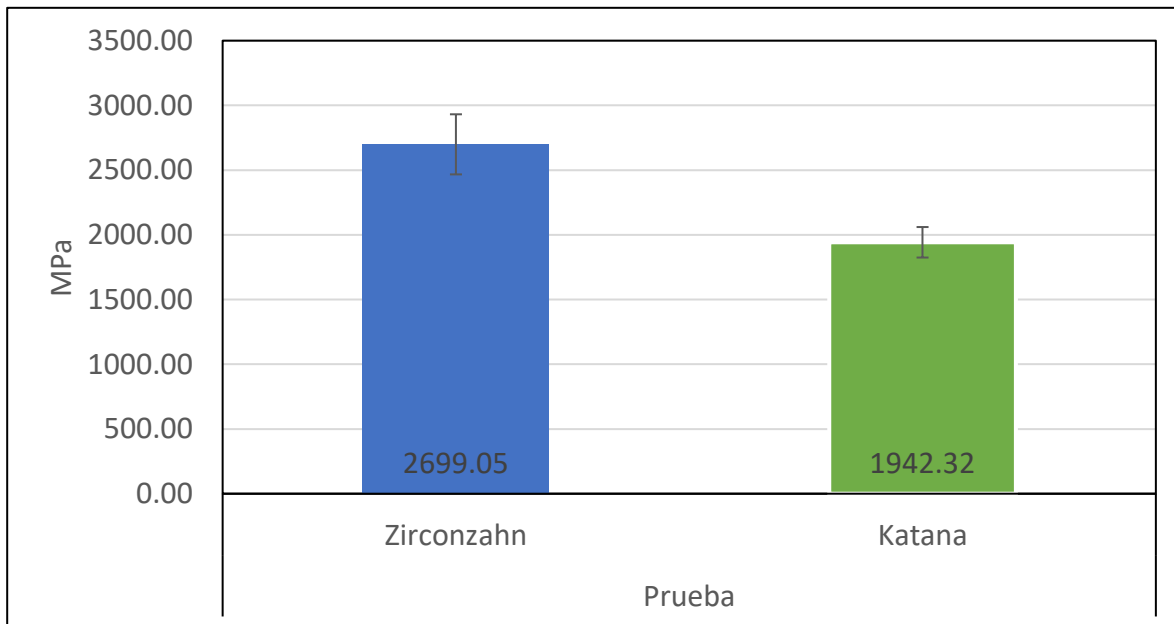


Figura 11 Resistencia a la flexión de dos tipos de zirconia Zirconzahn® y Katana® postareñado

En conclusión, los resultados indicaron que Zirconzahn® ofrece una mejor resistencia a la flexión que Katana® en condiciones de postarenado, lo que podría influir en la elección del material para ciertas aplicaciones dentales donde la resistencia mecánica es un factor determinante.

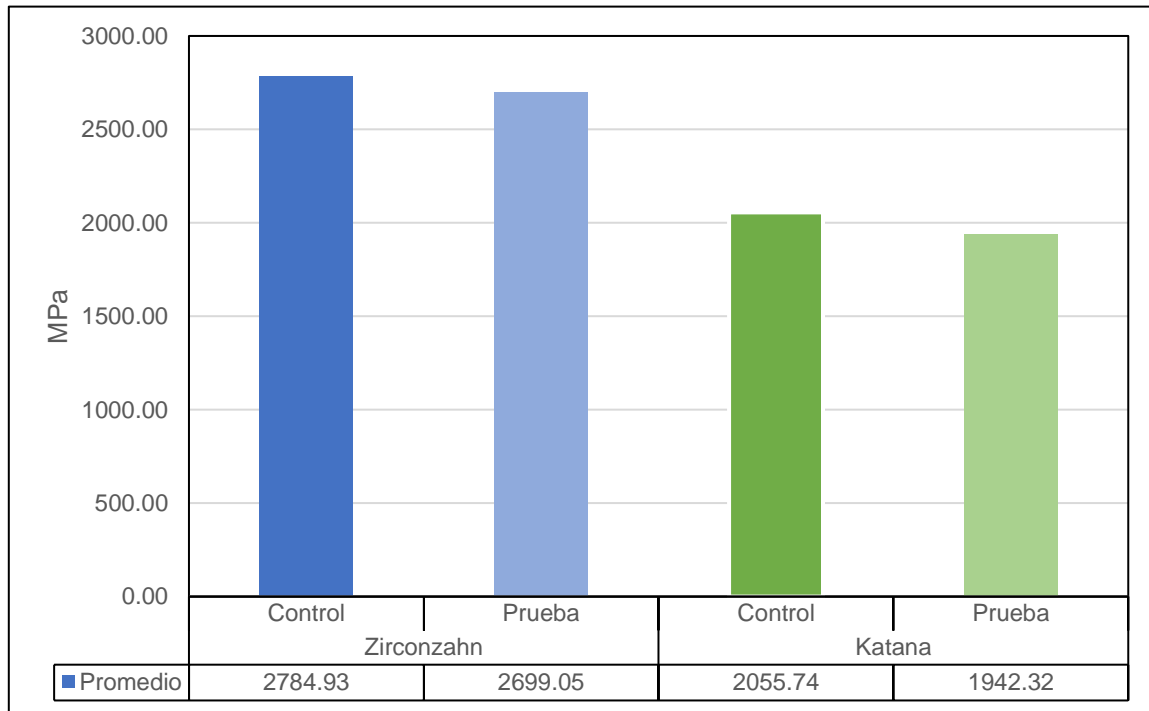


Figura 12 Resistencia a la flexión entre Zirconzahn® y Katana® control y postarenado

La figura 12 muestra la resistencia a la flexión de especímenes de Katana® y Zirconzahn® en dos condiciones: control (sin arenar) y postarenado.

Las muestras de Zirconzahn® tienen un promedio de resistencia a la flexión más alto que los especímenes de Katana® en ambas condiciones (Control y Prueba).

La desviación estándar es mayor en las muestras de Zirconzahn® que en los de Katana®, indicando una mayor variabilidad en los valores de resistencia de Zirconzahn®.

Los p -valores indican que no hay diferencias estadísticamente significativas entre los grupos Control y Prueba para ambas marcas ($p > 0.05$).

Aunque ambas marcas muestran una ligera disminución en la resistencia a la flexión después del postarenado, esta disminución no es estadísticamente significativa.

Esto sugiere que el postarenado, en las condiciones específicas de este estudio, no afecta significativamente la resistencia a la flexión de ninguno de los materiales.

Zirconzahn® presenta consistentemente una mayor resistencia a la flexión en comparación con Katana®, tanto en las condiciones sin arenar como postarenado. Esto podría indicar una superioridad en la composición o proceso de fabricación de Zirconzahn® en términos de resistencia a la flexión.

En resumen, la comparación detallada de los resultados de la resistencia a la flexión de Katana® y Zirconzahn® sugiere que Zirconzahn® tiene una ventaja significativa en términos de resistencia mecánica, independientemente de la condición de tratamiento, lo cual es un factor crucial para considerar en aplicaciones clínicas donde la durabilidad y resistencia del material son esenciales.

16. DISCUSIÓN

Existen diferentes técnicas en cuanto a la modificación de las superficies de la zirconia, como el arenado pre o postsinterizado, afectando no sólo en la transformación de la fase, sino que a su vez influye en la resistencia del material. En este estudio se optó por realizar el sinterizado antes de realizar el arenado con partículas de Al_2O_3 ,

Es de gran utilidad conocer las diferentes partículas disponibles en la técnica de arenado en el mercado para realizar el acondicionamiento de la superficie mediante esta técnica, con la finalidad de conocer, en que situaciones podemos optar por uno u otro material, sus diversos tamaños de dichas partículas de arenado, la posición y angulación del instrumento de arenado, la presión a la que se utilizará y el tiempo en el que se empleará. Es importante también decidir qué tipo de zirconia utilizar en cada caso y su manejo. Todo ello debido a que se ha demostrado que el efecto en cuanto a la transformación de la fase $t \rightarrow m$ es producida por el arenado, independientemente del momento del sinterizado, concluyendo que el Al_2O_3 mejora los resultados de unión, sin embargo, Srilatha Bhargava y cols. ⁽²⁵⁾, realizaron un estudio en el que se prensó la muestra, se sinterizó y se pulió, posteriormente se cortaron treinta barras. Estas barras fueron divididas en 3 grupos para ser arenadas

de forma aleatoria: SiC, Al₂O₃ y ZrO₂. Se utilizó la maquina Instron para determinar la resistencia a la flexión en tres puntos, de igual manera que en este estudio, al igual que nosotros, se basó en la NOM- ISO 6872:2015. Una vez obtenidos los resultados, concluyeron que el SiC mostró mejor resistencia a la flexión teniendo como resultado 272 MPa antes de fracturarse, pero al comparar el Al₂O₃ con ZrO₂ existe una diferencia significativa entre ellos, obteniendo 364 MPa y 377 MPa respectivamente. En relación con estos hallazgos y con base en los resultados obtenidos en nuestro estudio, discrepamos de estos resultados debido a que al arenar nuestras muestras de zirconia Zirconzahn® con Al₂O₃ se obtuvieron 2699.1 MPa ante la prueba de flexión y 1942.3 MPa de resistencia a la flexión de Katana®, obteniendo un 39% más de resistencia a la flexión de Zirconzahn® que Katana®, por lo que varía según la zirconia empleada. ⁽²²⁾ ⁽²³⁾ ⁽²⁶⁾

Las partículas de mayor tamaño del arenado indican mayor tensión en relación con la transformación de t→m. Hee-Kyung Kim y cols. ⁽²⁴⁾, en el año 2021 realizaron un estudio comparando el efecto del tamaño de las partículas de chorro de arena sobre Katana M®, Katana STML® y Katana UTML®. Las muestras se arenaron con Al₂O₃ utilizando 5 tamaños de partículas: 25, 50, 90, 110 y 125 µm. Los autores concluyeron que para 3Y-TZP se recomienda el uso de partículas de 110 µm, para 4Y-PSZ de 90 µm y finalmente para 5Y-PSZ de 25 µm. De esta forma beneficiará la adhesión del material con el mínimo daño de la superficie, resultados con los que coincidimos. Es por ello por lo que estamos de acuerdo, por lo que, en el presente estudio, se decidió emplear el uso del arenado con Al₂O₃ de 25 µm. Sin embargo, Ramos Carla y cols. ⁽²³⁾, sugieren el arenado presinterizado debido a que presenta mejores resultados en su estudio, en el cual compararon el arenado presinterizado y postsinterizado de la zirconia. El resultado para las barras presinterizadas fue de: 7.94 ± 2.52 MPa y postsinterizado fue de: 9.73 ± 5.36 MPa, por lo que realmente no hay una diferencia significativa. Por ello y debido a que no existe suficiente respaldo bibliográfico en cuanto a si se realiza antes o después del sinterizado, se optó por realizarlo postsinterizado.

El instrumento utilizado en esta investigación se basa en el análisis de la resistencia a la flexión de las barras de zirconia (Katana® y Zirconzahn®) identificando el nivel

máximo antes de su fractura y comparando los resultados para determinar cuál de las dos marcas de zirconia obtiene mejores resultados y su respuesta después de haber sido sinterizado y arenado. En el presente estudio, se observó que hubo una ligera disminución en la resistencia a la flexión después del arenado, no afectando significativamente la resistencia a la flexión de ninguno de los materiales. Sin embargo, nuestro estudio sugiere en sus resultados que Zir Konzahn® tiene una ventaja significativa en términos de resistencia mecánica.

La presente investigación presentó ciertas limitantes, principalmente el número de muestras por disco, debido a que al momento del fresado de los discos se obtuvieron menos muestras de las que se esperaba, sin embargo, el número de muestras obtenidas es estadísticamente significativa, de igual forma se esperaba que al ser enviados en archivo STL y fresados por la fresadora Ceramill motion 2 para el fresado de los discos Katana® y la máquina Milling Unit M1 para Zir Konzahn®, las muestras tuvieran las mismas medidas, sin embargo, variaron por mm sin ser razón para alterar la investigación.

Es importante mencionar que el estudio tenía proyectado realizar el proceso de envejecimiento no obstante no se realizó puesto que la zirconia es un biocerámico inerte por lo que no es de relevancia el envejecimiento debido a que no modificaría su estructura de forma significativa para ser relevante en la investigación, sin embargo, el arenado si está comprobado que altera la estructura de la zirconia mejorando la resistencia de adhesión, aunque no está lo suficientemente estudiando y no existe una estandarización.

17. CONCLUSIONES

En el presente proyecto de investigación se concluye que:

- La resistencia de flexión en el grupo control, Zirconzahn® presentó mayor resistencia en comparación con Katana®.
- Zirconzahn® presentó mayor resistencia a la flexión postarenado en comparación con Katana®.
- El proceso de arenado en las muestras disminuye considerablemente la resistencia a la flexión de la zirconia, sin embargo, valdría la pena continuar con la investigación para analizar las muestras y observar la superficie, comprobando la fuerza de adhesión resultante del tratamiento de arenado y su influencia en la adhesión.

18. BIBLIOGRAFÍA

1. Moshaverinia A. Review of the Modern Dental Ceramic Restorative Materials for Esthetic Dentistry in the Minimally Invasive Age. *Dent Clin N Am*. 2020; 64(4).
2. Martínez F, Pradíes G, Suárez J, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE*. 2007; 12(4).
3. Saavedra R, Iriarte R, Oliveira J, G M. Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales. *Acta Odontológica Venezolana*. 2014; 52(2).
4. Romeral P, López E, Malumbres F, Gil L. Porcelanas dentales de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total: Una revisión bibliográfica. Parte I. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 2008; 10(1).
5. Fons A, Solá F, Granell M, Labaig C, Martínez A. Selección de la cerámica a utilizar en tratamientos mediante frentes laminados de porcelana. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006; 11.
6. Griggs J. Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations. *The Dental Clinics of North America*. 2007.
7. Marcelo J, Gallet G, Fernández L, Hinostroza D. Ciencia y evolución del dióxido de zirconio, de la prioridad mecánica a la necesidad estética. *Rev Estomatol Herediana*. 2020; 30(3).
8. Zirconia Concept. [Online] Acceso 15 de Enero de 2023. Disponible en: <http://www.zirconiaconcept.it/es/zirconia/caracteristicas-de-la-materia-prima>.
9. Keiteb A, Saion E, Zakaria A, Soltani N. Structural and Optical Properties of Zirconia Nanoparticles by Thermal Treatment Synthesis. *Journal of Nanomaterials*. 2016.
10. Andrade M, Cabello C, Ávila C. Dióxido de zirconio: alternativas de síntesis y aplicaciones biomédicas. *Ciencia UAT*. 2019; 14(1).

11. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtaia R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. The Royal Society of Chemistry. 2016.
12. Yang Y, Zhou J, Liu X, Zheng M, Yang J, Jianjun J. Ultraviolet light-treated zirconia with different roughness affects function of human gingival fibroblasts in vitro: The potential surface modification developed from implant to abutment. Journal Of Biomedical Materials Research B: Applied Biomaterials. 2015; 103B(1).
13. Stawarczky B, Keul C, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. Quintessence International. 2017; 48(5).
14. Vagkopoulou T, Oumvertos S, Koidis P, Rudolf J. Zirconia en odontología: primera parte. Descubriendo la naturaleza de una nueva biocerámica. The European Journal Of Esthetic Dentistry. 2009; 2(4).
15. Jitwirachot K, Rungsiyakull P, Holloway J, Jia-mahasap W. Wear Behavior of Different Generations of Zirconia: Present Literature. International Journal of Dentistry. 2022.
16. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia; From veneered to monolithic. Part II. Quintessence International. 2017; 48(6).
17. Kurtulmus-Yilmaz S, Ulusoy M. Comparison of the translucency of shaded zirconia all-ceramic systems. The Journal of Advanced Prosthodontics. 2014; 6.
18. Shahmiri R, Christopher O, C C. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. The Journal Of Prosthetic Dentistry. 2018; 119(1).
19. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. Dent. Mater. 2018; 34.

20. J P, A S. Zirconia para rehabilitación completa maxilar sobre implantes. Caso clínico Use of zirconia in full maxillary rehabilitation on implants. Clinical case report. *Revista Odontológica Mexicana*. 2015; 19(1).
21. Kok P, Kleverlaan CJ, Jager N. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *JPD*. 2015; 114(1).
22. Yan M, Ding S, Lin C, Wei C, Yang C. Aging resistance of highly translucent zirconia ceramics with rapid sintering. *Journal of Oral Science*. 2022.
23. Ramos C, Trevizo B, Rodriguez R, AGALHÃES A, Furuse A, Lisboa P, et al. Pre-sintered Y-TZP sandblasting: effect on surface roughness, phase transformation, and Y-TZP/veneer bond strength. *J Appl Oral Sci*. 2017; 25(6).
24. He M, Zhang Z, Zheng D, Ding N, Liu Y. Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain. *Dental Materials Journal*. 2014; 33(6).
25. Bhargava S, Doi H, Kondo R, Aoki H, Hanawa T, Kasugai S. Effect of sandblasting on the mechanical properties of Y-TZP zirconia.. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 2012; 22.
26. Kim H, Ahn B. Effect of Al₂O₃ Sandblasting Particle Size on the Surface Topography and Residual Compressive Stresses of Three Different Dental Zirconia Grades.. *Materials*. 2021; 14(610).
27. Alva Arroyo N, Torres García R, Carlos GAJ, Athie García JM, Salvador Ibarra I, Hernández-Sánchez N, et al. Responsible aspects in experimentation with animals in medicine. *Revista de Medicina e Investigación UAEMéx*. 2022; 10(2).
28. Marcenes W, Kassebaum N, Bernabe E, Flaxman A, Naghavi M, A L. Global burden of Oral conditions in 1990-2010: A systematic Analysis. *Global Burden of Oral Diseases*. 2013;: p. 592-597.
29. Patiño M, Meza A, Gutiérrez A. Edentulismo y dentición funcional en adultos mayores de Tuxtla Gutiérrez, Chiapas. *Tamé*. 2019; 7(21).

30. Luengas M, Sáenz L, Tenorio G, Garcilazo A, M. D. Aspectos sociales y biológicos del edentulismo en México: un problema visible de las inequidades en salud. Elsevier. 2015;: p. 29-36.
31. Caminer P, Armijos F. Impacto del edentulismo en al calidad de vida..
32. Curaran J, Granja A, Martinez M, Meza F, Ortiz J. Edentulismo parcial prematuro en pacientes de 18 a 40 años atendidos en la clínica odontológica de la Universidad Cooperativa de Colombia Campus Pasto..
33. Caminer P. Impacto del edentulismo en la caludad de vida..