



EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA EN CORONAS DE ZIRCONIA
MONOLÍTICA UTILIZANDO DOS TIPOS DE AGENTES CEMENTANTES.

Alvarado Hernandez Karen Viviana
Castro Hernandez Alison Magret
Dovales Mena Leidys

Universidad Antonio Nariño
Programa odontología
Facultad de Ciencias de la Salud

Armenia, Colombia

Año

2023

EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA EN CORONAS DE ZIRCONIA
MONOLÍTICO UTILIZANDO DOS TIPOS DE AGENTES CEMENTANTES

Karen Viviana Alvarado Hernández

Código 20571916095

Alison Magret Castro Hernández

Código 20571914193

Leidys Dovalés Mena

Código 20571916125

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:
Odontólogo general

Asesora científica

Dra.Lina María Serna Odontóloga

Especialista en Rehabilitación oral del Colegio Odontológico Colombiano

Asesor Metodológico

Dr. Humberto Reyes Camero Odontólogo UN

Especialista en Administración de la Salud UCM

Línea de Investigación:

Biomateriales

Universidad Antonio Nariño

Programa odontología

Facultad de Ciencias de la Salud

Armenia, Colombia

Año

2023

NOTA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado titulado _____, Cumple con los
requisitos para optar

Al título de _____.

Firma del Tutor

Firma Jurado

Firma Jurado

(Dedicatoria)

A Dios por darnos la sabiduría, fortaleza y guiar nuestros pasos hasta alcanzar el objetivo.

A nuestros padres quienes con amor y dedicación nos han guiado para lograr esta meta anhelada de ser profesionales en odontología.

A nuestro sacrificio y arduo esmero con el que siempre enfrentamos cada situación vivida durante el desarrollo de este proyecto.

Agradecimientos

A los docentes y personal administrativo de la Universidad Antonio Nariño, por su aporte en nuestra formación profesional.

A los Doctores: Humberto Reyes y Lina María Serna por su acertada asesoría en el presente proyecto de grado.

A la Universidad Del Quindío por facilitarnos el uso de las instalaciones y los equipos necesarios para el desarrollo de este trabajo.

Tabla de contenido

Resumen	10
Abstract	11
1. Introducción	12
2. Planteamiento del problema	13
3. Objetivos	14
4. Marco teórico	15
5. Metodología	22
6. Resultados	27
7. Discusión	31
8. Conclusiones	33
9. Referencias Bibliográficas	34

Lista de Figuras y graficas

Figura 1: Coronas en zirconia adaptadas a cada troquel, en optimo estado.	11
Figura 2: Modelo de patrón en cera para obtener los troqueles, A: Vista desde la superficie oclusal, B: Vista de superficies libres.	12
Figura 3: Obtención de troqueles definitivos en cromo cobalto molibdeno a partir del modelo de patrón en cera para realizar el escaneo digital de la línea de terminación y el muñón definitivo.	12
Figura 4: Elaboración de coronas con sistema CAD CAM, A: escaneo de troquel, B: Diseño computarizado de la corona, C: Fresado en disco de zirconia, D: Cocción de las coronas en un horno up-cera.	13
Figura 5: Proceso de cementación, A: Acondicionamiento de superficie, B: Corona cargada con cemento THERACEM, C: Asentamiento de la corona en el muñón, D: Retiro de excesos del cemento, E: Fotocurado del cemento.	13
Figura 6: Corona sometida a pruebas de compresión.	14
Figura 7: Prensa servo hidráulica universal utilizada en la fractura de las coronas en zirconia.	15
Figura 8: Corona cementada con cemento BISCEM®: Se observa fractura completa de la corona sin presencia de restos del agente cementante.	29; Error! Marcador no definido.
Figura 9 : Corona cementada con cemento THERACEM®. Se observa fractura vertical incompleta y restos del agente cementante en la superficie interna de corona y muñón.....	29
Grafica 1. Comparativa de resistencia en kilo newtons de coronas cementadas con cemento Theracem..	19
Grafica 2. Comparativa de resistencia en kilo newtons de coronas cementadas con cemento biscem.	19
Grafica 3. Comparativa de resistencia en kilo newtons entre coronas cementadas con theracem y cemento biscem.	19
Grafica 4 : Prueba T- STUDENT realizada en cada grupo para el análisis de los valores de resistencia a la fractura en kilo newtons obtenidos entre el grupo THERACEM y el grupo BISCEM, con un P= 0,0001 de diferencia.....	30

Resumen

Las distintas especialidades odontológicas, utilizan una gran variedad de biomateriales e insumos dentales, especialmente en el área de rehabilitación oral, estos materiales deben cumplir ciertas características estéticas y por supuesto funcionales.

Es motivo de preocupación y de relevancia clínica las demandas de los pacientes por fracturas de las coronas cementadas en boca por una disminuida resistencia a las cargas masticatorias funcionales o parafuncionales. Lo cual nos ha motivado a investigar la resistencia a las fisuras de las coronas elaboradas en zirconia, analizando diferentes variables fisicoquímicas, en especial la influencia o no de los agentes cementantes y la resistencia misma de la zirconia monolítica utilizada.

En el presente estudio experimental con un solo tipo de zirconia monolítica se confeccionaron en un mismo laboratorio dental 20 coronas completas, con iguales condiciones de fabricación y de diseño, distribuidas en dos grupos de 10 unidades cada uno y cementadas con dos tipos de cementos resinosos diferentes.

Los resultados obtenidos entre la resistencia a la fractura del cemento resinoso THERACEM y el cemento resinoso BISCEM fue estadísticamente significativo, ya que el cemento THERACEM obtuvo mayor rango de resistencia a la fractura por 10 Kilo newtons.

PALABRAS CLAVES:

Zirconia, fractura, resistencia, coronas, fuerzas compresivas.

Abstract

The different dental specialties use a great variety of biomaterials and dental supplies, especially in the area of oral rehabilitation, and these materials must comply with certain esthetic and of course functional characteristics.

It is a matter of concern and of clinical relevance the demands of patients for fractures of crowns cemented in the mouth due to a decreased resistance to functional or parafunctional masticatory loads. This has motivated us to investigate the resistance to cracks of crowns made of zirconia, analyzing different physicochemical variables, especially the influence or not of the cementing agents and the resistance of the monolithic zirconia used.

In the present experimental study with a single type of monolithic zirconia, 20 complete crowns were fabricated in the same dental laboratory, with the same manufacturing and design conditions, distributed in two groups of 10 units each and cemented with two different types of resinous cements.

KEY WORDS

Zircony, fracture, resistance, dental Crown, Compressive forces.

1. Introducción

La zirconia es un material actualmente usado como cerámica dental para coronas completas en la rehabilitación oral de los pacientes, debido especialmente a la exclusión y no uso del componente metálico de las coronas tradicionales con el objetivo de tener mejores resultados biológicos y estéticos, las investigaciones de los fabricantes de la zirconia de uso odontológico se han enfocado en brindar un material que permita obtener una restauración con altas propiedades estéticas y biocompatibles, sin perder propiedades mecánicas, con el objetivo de tener larga durabilidad en buenas condiciones en la cavidad oral, estando siempre sometidas a grandes fuerzas compresivas y a diferentes sustancias agresivas, sin que se produzcan fallas en el material.

Durante los últimos años se han desarrollado diferentes sistemas para la elaboración de coronas de zirconia monolíticas, estas restauraciones totalmente cerámicas de zirconia, se elaboran utilizando el sistema CAD/CAM que provee una serie de ventajas en el control de factores de fabricación, estandarizando un buen número de condiciones necesarias para la obtención de una corona funcional. Diferentes estudios se han realizado con el fin de conocer y mejorar el sistema adhesivo (Corona Zirconia + Sustrato dental) y en consecuencia se han recomendado diferentes tipos de agentes cementantes. En la última década aparecen los cementos a base de resina, que obtienen una mejor estética marginal y un aumento de la resistencia a la fractura (según los distintos fabricantes, proveedores de este tipo de agentes cementantes), considerados por estas propiedades como un método adecuado para lograr una adhesión química, aunque esto depende en gran medida a la retención micromecánica, es decir, el diseño de la preparación.

Por lo tanto, el propósito del presente estudio fue investigar dos cementos diferentes y su influencia en la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de zirconia. La hipótesis nula del estudio es que la resistencia a la compresión del cemento no tendría influencia en la resistencia a la fractura de las coronas monolíticas de zirconio.

2. Planteamiento del problema

En la actualidad uno de los temas de mayor preocupación en rehabilitación oral es la resistencia compresiva de los elementos protésicos que se utilizan para reemplazar estructuras anatómicas en la cavidad oral, por ejemplo, las coronas de recubrimiento completo, las cuales están sometidas a diferentes factores como: fuerzas compresivas, fuerzas horizontales, cargas oclusales, hábitos parafuncionales y traumas dentales. Las coronas monolíticas elaboradas en zirconia, tienen unos valores conocidos frente a su resistencia a la fractura propios del material en si, pero las variables del tipo de cementación y el tipo de cemento que se utilizara, son motivo de estudio. (Nieto, 2014). Muchas marcas comerciales confeccionan discos de zirconia monolítica funcional para utilizar en el sector posterior, ya que poseen resistencia a la fatiga, excelente biocompatibilidad y resistencia al desgaste. Existen numerosos estudios que han resaltado las múltiples ventajas de la zirconia, sin embargo, algunos materiales cerámicos se han considerado como quebradizos y frágiles a la hora de estar sometidos a fuerzas y stress tensionales. (Nieto, 2014)

Las coronas de zirconia monolíticas de espesor estándar (1,5 mm alrededor de la restauracion), son el tipo de restauración con mayor frecuencia de uso en la actualidad y aunque se reporta una alta resistencia del material, el cemento utilizado podría influir significativamente en la resistencia a la fractura de dichas restauraciones, en tal sentido y para proporcionar mayor seguridad y garantía a los pacientes y en particular al profesional en la práctica clínica, es válido verificar estas condiciones.

Existen diferentes tipos de fracasos, uno muy frecuente es el desprendimiento, fractura o agrietamiento de la cerámica. La fractura puede estar presente en las restauraciones libres de metal en menor grado, que podría ser fácilmente reparable mediante un buen pulido, o en un grado mayor que podría significar el recambio completo de la corona (Velasstegui et al., s. f.). A pesar de las ventajas mecánicas de la zirconia, se ha demostrado su susceptibilidad a las fracturas en la unión de la infraestructura con la cerámica de revestimiento relacionada con las diferencias en el coeficiente de expansión térmica entre la infraestructura y la supraestructura, las tensiones térmicas de enfriamiento residual y el diseño de la infraestructura (Ricardo et al., s. f.) (Nieto, 2014; Ordoñez García, Janine Estefany, 2017). Por lo anterior nos planteamos la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es la influencia sobre la resistencia a la fractura de las coronas en zirconia monolítica cementadas con un agente resinoso que contiene MDP y uno que no lo contiene, ambos de la misma casa comercial

3. Objetivos

3.1 Objetivo General

Evaluar la resistencia a la fractura de las coronas de zirconia monolíticas con espesor estándar (1,5mm) utilizando 2 cementos resinosos autoadhesivos de la casa comercial BISCO.

3.2 Objetivos Específicos

Evaluar la resistencia a la fractura con un cemento de resina autopolimerizable, autoadhesivo y de curado dual (THERACEM®) de las coronas de zirconia monolítica.

Evaluar la resistencia a la fractura con un cemento de resina autoadhesivos y de curado dual (BISCEM®) de las coronas de zirconia monolítica.

Comparar la resistencia a la fractura de los cementos empleados en las coronas de óxido de zirconio monolíticas de espesor estándar.

4. Marco Teórico

El zirconio es el decimoséptimo elemento más común en la escala de abundancia relativa de los elementos considerados más comunes como el cobre, estaño, plomo o zinc. Fue descubierto en 1789 por Martin Klaproth a partir del circón, su nombre viene del árabe zargon del “color de oro”.

En 1824 Jons Jakov Berzelius lo aisló en estado impuro, pero fue solo hasta 1914 que se preparó el metal puro; sin embargo, por su alta reactividad química no se encuentra como metal libre, pero si forma parte de numerosos minerales, entre los más importantes se hallan el circón ($ZrSiO_4$) y la badeleyita (ZrO_2), esta última, se caracteriza por ser un óxido cristalino blanco de zirconia. A altas temperaturas se encuentra en su forma cúbica y es denominado zirconia cúbica, esta está raramente presente en la naturaleza y se denomina tazheranite (Zr, Ti, Ca) O_2 , pero puede ser sintetizada en varios colores para su uso como una gema (Nieto, 2014)(Castro-Aguilar et al., 2014).

El zirconio es un elemento químico de número atómico 40 ubicado en el grupo 4 de la tabla periódica de los elementos y su símbolo es Zr. Es un metal duro, resistente a la corrosión, similar al acero, blanco grisáceo, brillante, con una densidad de 6,49 g/cm³ a 20°, este se funde cerca de los 1852° C y se estima que su punto de ebullición es a los 3580°C. Es resistente a la corrosión, en su estado metálico el zirconio se usa en aleación con Hierro, Cromo, Níquel o Niobio, se caracteriza por una alta resistencia a la corrosión a temperaturas relativamente elevadas y buena conducción térmica, utilizándose para fabricar intercambiadores de calor, bombas, válvulas, reactores en implantes químicos, entre otros (Álvarez-Fernández et al., 2003; Nieto, 2014) (Marcelo et al., 2020).

4.1 Clasificación de la cerámicas

Cerámicas con matriz de vidrio o vitrocerámicas: en el que encontramos materiales cerámicos inorgánicos que contienen una fase de vidrio como las cerámicas feldespáticas, leucita, disilicato de litio y sus derivados y la fluorapatita.(Ribeiro & Cañete, s. f.)

Cerámicas policristalinas : son materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que no contienen ninguna fase de vidrio, estando dentro de este grupo la alúmina y zirconio. Su característica principal es la estructura cristalina de grano fino que le da fuerza y tenacidad a la fractura, pero tiende a tener una translucidez limitada. También debemos tener en cuenta

que al no tener una fase de vidrio hacen que este tipo de cerámicas sean difíciles de grabar con ácido fluorhídrico.(Ribeiro & Cañete, s. f.)

Cerámicas con matriz de resina:

son materiales con una matriz inorgánica altamente infiltrada con partículas cerámicas.

Disilicato de litio El disilicato de litio se introdujo como material en el campo de las vitrocerámicas en 1998, el cual se obtenía mediante lingotes de prensado en caliente (Empress 2, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein), con un procedimiento similar a la técnica de la cera perdida usada para aleaciones dentales. Este material se dejó de fabricar desde 2009 y se substituyó por un disilicato mejorado , IPS e.max Press Ivoclar Vivadent, en el que se mejoraron sus propiedades ópticas y mecánicas introduciendo mejoras en el proceso de fabricación. En este disilicato los cristales son más pequeños y están distribuidos de manera más uniforme y también permite la posibilidad de producir restauraciones monolíticas de forma anatómica, sin cerámica de recubrimiento, reduciendo en gran medida complicaciones técnicas como los astillamientos y fracturas. Para adaptar el material a las necesidades de los procesos de producción CAD/CAM , se introdujo otra técnica basada en el uso de bloques parcialmente precristalizados (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent)(Ribeiro & Cañete, s. f.).

El disilicato de litio es un material restaurador monolítico, suministrado en un estado azul pre-cristalizado. Este material contiene núcleos de metasilicato de litio y disilicato de litio y presenta una resistencia flexural de 130MPa, de tal manera que puede ser fresado con facilidad y posteriormente cristalizarse en un horno de cerámica a 850 °C durante 20-25 minutos, aumentando su resistencia a 360MPa y cambiando el color azul al tono y translucidez seleccionados. El uso recomendado es para incrustaciones, carillas, coronas anteriores y posteriores, recubrimientos y coronas sobre implantes(Ribeiro & Cañete, s. f.).

Silicato de litio reforzado con Zirconio El silicato de litio reforzado con Zirconio se desarrolló como un competidor del disilicato de litio donde el óxido de zirconio estabiliza la matriz. En el mercado podemos encontrar el Celtra Duo de Dentsply Sirona que tiene una resistencia a la flexión inicial de 420MPa que disminuye a 210 y posteriormente aumenta a 370MPa. También encontramos en el mercado el silicato de litio Suprinity de Vita que se caracteriza por su color miel antes de la cristalización con una resistencia inicial de 120MPa que aumenta a 420 tras la cristalización(Ribeiro & Cañete, s. f.).

Óxido de Zirconio El óxido de zirconio es una cerámica dental con alta resistencia a la flexión y a la fractura, y ha sido ampliamente utilizado para sustituir las restauraciones de aleaciones de metal , mejorando la estética. Como materia prima, el Zirconio es un metal relativamente blando, dúctil, brillante y plateado. El óxido del metal utilizado en odontología, el dióxido de

zirconio, también conocido como Zirconio, se obtiene tras un elaborado proceso de producción y purificación y está disponible como un polvo cristalino blanco de alta fusión. El zirconio existe en fase monoclinica, tetragonal y cúbica. Durante el proceso de enfriamiento de una masa fundida de zirconio puro, la fase cúbica cristaliza a una temperatura de 2680 °C; a 2370 °C experimenta una transformación en fase tetragonal; a una temperatura de 1170°C se transforma en fase monoclinica, en la que el zirconio está disponible a temperatura ambiente (Ribeiro & Cañete, s. f.). La última transformación de fase tetragonal a monoclinica se caracteriza por un aumento de volumen de aproximadamente un 4%. Este aumento brusco del volumen durante la fase de enfriamiento hace imposible la producción de cerámicas sinterizadas del zirconio puro porque el aumento de volumen conduce a una tensión excesivamente alta y el desarrollo de grietas no deseadas en la estructura cerámica. La transformación martensítica durante la fase de enfriamiento puede evitarse mediante la adición de óxidos estabilizadores que se incorporan a la red cristalina del zirconio. De este modo, la estructura se congela, incluso a temperatura ambiente, en la fase tetragonal o en la nueva condición cúbico-tetragonal. El zirconio más comúnmente encontrado en el mercado está estabilizado con óxido de itrio (Y-TZP). (Ribeiro & Cañete, s. f.).

La proporción de óxido de itrio se ha incrementado en la zirconia de nueva generación, lo cual conduce a la formación de la fase tetragonal metaestable y las porciones cúbicas de la estructura. Esta estructura mixta se conoce como zirconio totalmente estabilizado y representa la tercera generación, en la que a diferencia de la parcialmente estabilizada de la primera y segunda generación no se produce ninguna transformación de las fases estructurales bajo tensiones inducidas (Ribeiro & Cañete, s. f.).

El objetivo básico del desarrollo de los materiales de óxido de zirconio era aumentar su translucidez para poder utilizarlo en indicaciones específicas para la fabricación de restauraciones monolíticas. Para ello se llevaron a cabo diferentes estrategias para la modificación de la composición del material. El zirconio puede existir teóricamente en tres formas cristalinas en función de la composición y temperatura: monoclinica, tetragonal y cúbica. Esto da lugar a una amplia gama de opciones de materiales con diferentes propiedades mecánicas y ópticas. De tal manera que la producción y procesamiento del zirconio tiene un impacto decisivo en las propiedades finales. (Ribeiro & Cañete, s. f.)

Zirconia Tipo 1 La zirconia que sale por primera vez al mercado, caracterizada por ser blanca, opaca y resistente, la componen varios elementos químicos como: 3moles de itrio, 0.25% de óxido de aluminio, entre otros elementos, dando como resultado a la primera

zirconia utilizada en el mercado. Esta composición de zirconia tipo 1, tenía las siguientes características:

- Biocompatibilidad interesante para los casos clínicos
- Alta resistencia, la mayor de los sistemas cerámicos
- Muy alta opacidad.

Las anteriores características hacen que sea indicado en prótesis fija, sin embargo, pero por su opacidad no se recomienda usarla de forma monolítica sino como un complemento de cerámica para así lograr una estética acorde a determinada restauración (Ban, 2021).

Zirconia Tipo 2

Este tipo de zirconio se da por la disminución en la concentración y tamaño del óxido de aluminio; las partículas de óxido de aluminio se colocaron alrededor de las partículas de zirconio haciendo que la refracción y la opacidad disminuyera.

El siguiente paso fue el cambio del zirconio al pasar de ser orientado para estructuras a convertirse en un material con alto potencial estético. Su evolución se debe al cambio de composición que tuvo el material (Ban, 2021).

El Zirconio Tipo 2 mejoró su translucidez en el año 2009 y 2011 pero aún seguía siendo un material muy opaco, aunque se lograron obtener colores A1, A2, A3, A4; continuando con una alta resistencia, siendo utilizado para las mismas indicaciones (Ban, 2021).

Zirconia Tipo 3

Es un material mucho más estético y no era necesario usar cobertura de porcelana. Se aumentó el contenido de dopante, en este caso el itrio de 3mol a 5mol manteniendo los 0,05% de óxido de aluminio (Perez et al., 2021). Este aumento de itrio hizo que la estructura del material no estuviera en un estado tetragonal sino combinada: una parte cubica y otra parte tetragonal (50% y 50%), teniendo como consecuencia que la parte cúbica fuera mayor a la parte tetragonal. Esta parte cúbica permite que el límite donde incide la luz sea menor (García-Villamar et al., 2017).

La incidencia de la luz en la fase cubica hace que el material tenga mayor translucidez, pero menor resistencia. Este material entonces tiene una indicación diferente a las del Tipo 1 o Tipo 2, los cuales eran solamente para estructuras que debían ser estratificadas. Ahora este tipo de zirconia podía ser indicado de forma monolítica y simplemente hacer técnica de maquillaje; se podía realizar también en el sector anterior y puentes de 3 unidades.

El principal motivo por el cual los fabricantes buscaban tener un material más traslúcido y menos resistente pudo haber sido para entrar en el mercado estético y competir con el disilicato de litio (Ordoñez Balladares et al., 2022).

Zirconia Tipo 4

Este tipo de zirconia posee más fase cúbica de granos en su composición y posee un 75% de base tetragonal y un 25% de base cúbica, de esta manera pasa de resistir 600 MPA a 800 o 900 MPA y se disminuye la translucidez, se puede utilizar para prótesis fijas, prótesis dentogingivales. La evolución de este tipo de zirconia mejora el potencial estético y la resistencia, siendo adoptado rápidamente por los odontólogos.

Los discos del zirconia tipo 3 y tipo 4 son multilayer y potencian aún más la estética, obteniendo mejores resultados; incluso, algunos discos de zirconia combinan diferentes tipos de zirconia o se presentan dos tipos dentro del mismo disco (Ordoñez Balladares et al., 2022) (Marcelo et al., 2020).

4.2 Sistema de procesamiento de la Zirconia

Antiguamente las restauraciones cerámicas se realizaban manualmente disminuyendo las fallas por fragilidad al material sometido a cargas masticatorias, por lo tanto, esta técnica satisface los requerimientos estéticos y funcionales (RODRIGUEZ ANAYA, 2016).

4.2.1 Sistema CAD/CAM

Esta tecnología consiste en un escaneo intraoral con el fin de obtener una impresión óptima, los datos digitalizados son reconstruidos en modelos 3D en un monitor. Estas restauraciones son fabricadas por medio del fresado de un bloque, usando una máquina controlada numéricamente, por esta razón la fresadora es de uso indispensable ya que es la máquina encargada de realizar cortes realizando movimientos rotativos en diferentes ejes asistido por computadora (RODRIGUEZ ANAYA, 2016).

Esta técnica se compone de 3 fases:

Escaneado: Proyecta un tipo de modelo digitalizado sobre el monitor del computador en 3D generando la capacidad de editarlo fácilmente en diferentes diseños de software (rodriguez anaya, 2016).

Diseño: A partir de este modelo digital se elabora la estructura virtual en el ordenador; CAD (zacarron perez, 2019).

Fabricación: Una vez finalizado el diseño se obtiene un nuevo documento STL (formato de archivo asistido diseñado por computadora) listo para ser importado al centro de control numérico, (CNC), donde las maquinas reproducirán la estructura prediseñada; CAM (zacarron perez, 2019).

4.2.2 Métodos de Procesado CAD/CAM

Este procesado para restauraciones de zirconia CAD/CAM puede realizarse por dos métodos. (rodriguez anaya, 2016) En el primer método, las estructuras definitivas son procesadas directamente de discos de cerámica totalmente sinterizada usando el sistema que controla el fresado. Este método provee una mayor adaptación, ya que no produce contracción de la estructura durante el procesado (rodriguez anaya, 2016).

En el segundo método, las estructuras con mayores dimensiones se procesan con discos parcialmente sinterizados usando CAD/CAM y controlando el fresado, luego se realiza una post-sinterización a altas temperaturas obteniendo una estructura con las dimensiones finales siendo lo suficientemente resistente (rodriguez anaya, 2016) (Rojas Lazo Oswaldo & Salas Bacalla Julio, s. f.).

Sinterización: Es un proceso necesario, en el cual la estructura se somete a un tratamiento térmico definido. Durante el sinterizado la estructura se contrae a máxima densidad, alcanzando su tamaño final. Este procedimiento térmico es de importancia para lograr una máxima precisión de ajuste. Estudios realizados demuestran que la técnica de procesado manual se cocina a una temperatura estimada entre 1500 – 1600 °C a diferencia de la técnica CAD CAM se utilizan altas temperaturas (Nieto, 2014).

Cementación: En cuanto a la cementación de este tipo de restauración se han realizado numerosos estudios donde se evidencia que para la rehabilitación protésica este es un buen material con excelente estabilidad química y dimensional, aunque esto podría generar varios problemas, en cuanto a su eficacia y durabilidad del enlace químico o mecánico según el sistema de cementación empleado (Lada, 2021).

Cuando deseamos lograr una adecuada retención, resistencia y sellado entre el material restaurador y el diente, está establecido que el cementado es uno de los pasos más importantes ya que de esto depende la longevidad de la restauración en la cavidad oral (Lada, 2021).

El tipo de cementación (convencional o adhesiva) ha estado directamente relacionado a la resistencia mecánica de la cerámica utilizada. Así mismo, debido a la poca o relativamente baja resistencia mecánica de las cerámicas ricas en matriz vítrea (porcelanas y vitrocerámicas) ha sido prácticamente obligatorio el procedimiento de cementación adhesiva (Lada, 2021).

Por lo tanto, para las cerámicas con alto contenido de cristales que presentan resistencia mecánica superior a las anteriores, una cementación convencional con cemento de fosfato de zinc, ionómero de vidrio y cemento resinoso puede ser ejecutada (Lada, 2021).

Tener en cuenta el acondicionamiento del material cerámico y el acondicionamiento del sustrato del diente nos puede garantizar una adecuada adhesión de las restauraciones de recubrimiento completo. El método de acondicionado más comúnmente utilizado para la superficie de vitrocerámica estos días es la aplicación de ácido fluorhídrico y silanización, aunque este método utilizado anteriormente para los otros sistemas cerámicos, no ha demostrado ser útil en contra de la alta resistencia a los ácidos del zirconio y debido a la ausencia de matriz vítrea sobre la que estas sustancias actúan (Lada, 2021).

Con base a estudios recientes se ha demostrado que la combinación de un arenado y el uso de monómero fosfato de 10 MDP (metacriloxidecilfosfato dihidrogenado) es lo ideal para la cementación con cementos a base de resina. se han indicado tanto protocolos con cementos resinosos, como cementación convencional con ionómero de vidrio, aunque la cementación adhesiva será siempre la más indicada (Lada, 2021).

Antecedentes históricos del MDP: En 1981 se presenta a la comunidad científica la cementación adhesiva de restauraciones indirectas mediante resinas que contenían 4 META y 10-MDP dado sus altos valores adhesivos y longevidad llegó a constituir el gold standard de las cementaciones de restauraciones metálicas indirectas; ambos monómeros funcionales fueron utilizados por los mismos investigadores para el desarrollo del sistema adhesivo Clearfill SE Bond (Kuraray). La característica esencial de 10-MDP era la unión a iones metálicos de las restauraciones.

De acuerdo con el concepto de «adhesión-desmineralización» los monómeros funcionales específicos de los adhesivos dentales pueden interactuar iónicamente con la hidroxiapatita. Tales uniones iónicas han sido demostradas en el 10-MDP que se manifiestan como nanocapas autoensambladas cuando se utiliza en los protocolos comúnmente indicados en adhesión; en el caso de estos contiene 10-MDP como en Clearfil SE Bond (Kuraray) y

Scotchbond Universal (3 M ESPE, St. Paul, MN, Estados Unidos) (SBU). La caracterización de las interfases químicas entre dentina y adhesivo con 10-MDP se han realizado por medio de difracción de rayos X, espectrometría de rayos X y ultra estructuralmente por medio de microscopia electrónica de transmisión. Estos estudios mostraron la presencia de nanocapas en la interfase adhesiva, no solo en la zona híbrida, sino también extendida hacia la capa adhesiva. Tal autoensamblaje en nanocapas donde 2 moléculas de 10-MDP se unen en forma estable al Ca, formando la sal del compuesto Ca-MDP, proporciona mayor resistencia a la biodegradación de la interfase adhesiva y explicaría la longevidad documentada clínicamente para productos que contienen 10-MDP en su formulación adhesiva.(Moncada et al., 2014).

4.2.3 Clasificación y tipos de cementos

Los cementos se pueden clasificar según su aplicación clínica en dos grupos:

Cementos provisionales: Son los que no tienen una duración de manera definitiva si no temporal y facilitan la remoción de ellos y son utilizados para prótesis o restauraciones temporales (Lada, 2021).

Cementos definitivos: Son los cementos que son utilizados a largo plazo, por lo cual deben tener larga durabilidad ya que son utilizados para restauraciones o prótesis definitivas. Estos cementos nos han permitido una buena adhesión y éxito en restauraciones a largo plazo (Lada, 2021). En cuanto a su capacidad de adhesión lo podemos clasificar en cementos de baja adhesión (fosfato de zinc y cementos de silicatos), cementos con adhesión media (policarboxilatos) y por último los cementos de alta adhesión (inodoro de vidrio y resinas) (Lada, 2021).

Los cementos dentales utilizados como cementantes se pueden clasificar de la siguiente manera:

Cemento de fosfato de zinc: La reacción del fraguado es por ácido base (90%ZnO, 10%MgO). Son cementos que no se unen al sustrato de manera química, pues su retención es mecánica o a fricción (Lada, 2021).

Cemento de óxido de zinc (con o sin Eugenol): Son cementos de reacción de fraguado ácido base que son utilizados principalmente en cementaciones provisionales (Lada, 2021).

Cementos de ácido orto-etoxibenzoico (EBA): Su reacción es ácido base y presenta propiedades similares al cemento anterior mencionado (Lada, 2021).

Cementos de policarboxilato de zinc: La reacción de fraguado es ácido- base. Tienen resistencia mecánicamente, insolubles y opacos (Lada, 2021).

Son de mayor resistencia a la tracción que los cementos de fosfato de zinc.

Cementos de ionómero de vidrio: Su fraguado es por medio de la reacción ácido- base. Menos solubles y son aún más resistentes a la compresión que los de policarboxilato, pero son más translucidos que estos. Se puede encontrar variabilidad en ellos, pues son cementos de ionómero que se encuentran reforzados con otros materiales en la composición con una finalidad de mejorar las propiedades de dichos cementos (Lada, 2021).

Cemento de ionómero de vidrio modificado con resina: Los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina son predominantemente vidrios ionoméricos en un 80% con un 20% de resina fotocurada. Ellos endurecen mediante una reacción ácido-básica entre el ión filtrable del polvo del vidrio y el ácido poliacrílico, resultando en una transformación sol-gel. En los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina más recientes, el componente de agua es sustituido con una resina tal como el hidroxietilmetacrilato (HEMA) o BIS-GMA (30). Es decir, estos materiales contienen los componentes de un ionómero de vidrio, modificados mediante la adición de una pequeña cantidad de resina, fundamentalmente HEMA o BISGMA. Fragan en parte por una reacción ácido básica y en parte por polimerización fotoquímica (31). El único tipo de fuerza que los estándares ISO mencionan tiene que ver con la resistencia a la compresión, pero este material también tiene una resistencia a la flexión razonable. Igual que sus puntos fuertes de perforación a la cizalla. Un cemento de ionómero de vidrio debe tener una resistencia a la compresión mínima de 70Mpa (32). Los cementos a base de ionómero de vidrio son regulados bajo la norma ISO 9917: 2003 para cementos a base de agua y cementos de resina autopolimerizable modificados. El Cemento RelyX™ Luting 2 pasa los requisitos de la norma ISO 9917. Tiene una resistencia a la compresión de más de 150Mpa (Ordoñez García, Janine Estefany, 2017).

Cementos resinosos: Se fraguan por medio de reacción química que puede ser autopolimerizable o fotopolimerizable. Son el resultado de las variaciones de relleno del BIS-GMA y otros metacrilatos. Son potencialmente resistentes e insolubles (Lada, 2021).

Son altamente estéticos ya que permiten variabilidad de colores por esta razón favorecen con un mejor resultado estético. En los cementos resinosos existe una gran variedad en la que cuenta con relleno de BIS-GMA con metacrilato o poliuretano, reforzado con estructuras cerámicas o vítreas (Lada, 2021).

Son cementos con propiedades intermedias entre resinosos con ionómero de vidrio, donde es destacado por su fácil manipulación y menos traslucidez (Lada, 2021).

En este grupo incursionan cementos como THERACEM Y BISCEM de la casa comercial BISCO®. Los cuales cuentan con altas propiedades, haciendo indispensable su uso a la hora de cementar restauraciones elaboradas en zirconia, porcelana e incluso metal (Arango Anya, Gerson fabian et al., 2020).

Cemento resinoso adhesivo convencional: Los cementos de resina son típicamente resinas de diacrilato que contienen 50 a 80% de partículas de relleno de vidrio con la mayoría de las partículas de menos de 1,0 micras de tamaño. La mayoría son resinas de autocurado y curado dual y requieren mezcla de bases y catalizadores. La mayoría de los cementos de resina son radiopacos y liberan pequeñas cantidades de flúor. Se utilizan con agentes de unión cuando se une a la estructura dental. Los agentes de unión utilizados con cementos de resina adhesivos son típicamente adhesivos de 5ª generación. Tienen baja solubilidad, alta calidad mecánica y propiedades adhesivas (33) (34) estos cementos aumentan la resistencia de las restauraciones de porcelana y de los dientes dañados ante las fuerzas de la masticación. La unión es tan íntima que se comportan diente y restauración como un solo bloque, resultando en un refuerzo de la restauración y del diente restaurado. La ADA en su especificación #96 dice que los cementos deben lograr un grosor de capa menor de 25 micras. La capa de un cemento de resina varía entre las 25 y las 150 micras. En la sistemática de laboratorio se deja un espacio para el cemento mediante la aplicación de un espaciador de unas 40 micras (18). En este estudio utilizaremos el cemento de resina adhesivo RelyX Ultimate de la marca 3M ESPE el cual posee una resistencia a la compresión aproximada de 260MPa. Tiene un módulo de elasticidad de 7,7 GPa y resistencia flexural de 98MPa. Es un material con alta resistencia física, alta resistencia al desgaste, alta resistencia adhesiva a una variedad de sustratos y un espesor de película baja cuando se utiliza con el adhesivo Single Bond. Además contiene imprimaciones integradas para cerámicas de todo tipo, zirconia y metal (Ordoñez García, Janine Estefany, 2017).

Cemento resinoso autoadhesivo: Es un cemento resinoso que no requiere tratamiento previo de la dentina. Debido a que estos cementos no utilizan un sistema adhesivo, reducen drásticamente el número de pasos de la aplicación, acortando el tiempo de tratamiento clínico y la disminución de sensibilidad de la técnica, ya que minimiza los errores de procedimiento a través de las fases de tratamiento. Contienen metacrilatos multifuncionales de ácido fosfórico que reaccionan con la hidroxiapatita de tejido dental duro (36). El cemento resinoso

autoadhesivo que usaremos en este estudio es el RelyX U200 de la marca comercial 3M ESPE, que posee una resistencia a compresión de 291MPa, un módulo de elasticidad de 6,6GPa y una resistencia flexural de 99Mpa (Ordoñez García, Janine Estefany, 2017).

THERACEM®: Es un cemento de resina autograbante, autoadhesivo y de curado dual que ha sido formulado exclusivamente para la cementación de coronas, puentes, inlays, onlays postes (postes metálicos prefabricados, no metálicos en fibra de vidrio y pernos colados). Es un cemento de resina de sistema pasta liberador de flúor y calcio que no requiere grabado, imprimación ni la adhesión de la superficie preparadas, es fácil de usar, solo requiere un breve tiempo de asentamiento y ofrece una buena adherencia a la mayoría de los materiales dentales.(Arango Anya, Gerson fabian et al., 2020).

Este cemento se caracteriza por contener la molécula 10-MDP (Metacriloxidecilfosfato dihidrogenado) la cual es un monómero utilizado en la odontología adhesiva, se ha demostrado unión química a los tejidos dentales a través del enlace iónico con el calcio que se encuentra en la hidroxiapatita, mejorando la resistencia adhesiva por medio de una interfase en la formación de múltiples nanocapas de sales de calcio unidas a la molécula de 10-MDP sobre la dentina, brindando alta estabilidad de unión, fortaleza física y mejora la longevidad de la restauración.(Moncada et al., 2014).

Informacion tecnica:

- Tiempo de manipulación: un mínimo de 1 minuto (incluida la mezcla) a 22°C.
- Tiempo de fraguado: un máximo de 5 minutos a 37°C.
-

BISCEM®: Es un cemento de resina autograbante, autoadhesivo y de fraguado dual que a sido formulado exclusivamente para la cementación de coronas, puentes, inlays, onlays y postes prefabricados en metal y en fibra de vidrio.(Arango Anya, Gerson fabian et al., 2020)

Es un cemento de resina pasta que no requiere gravado, ni acondicionado, ni adhesión de las superficies preparadas. Es fácil de usar, ahorra tiempo y tiene una buena fuerza de adhesión a la mayoría de los materiales dentales.(Arango Anya, Gerson fabian et al., 2020)

Informacion tecnica

- Tiempo de trabajo: mínimo un 1 minuto
- Tiempo de fraguado: máximo 8 minutos

Z-prime plus: Es un acondicionador de un solo componente que se utiliza para mejorar la adhesión entre los materiales de restauración indirecta y los cementos de resina de composite. Debido a su química exclusiva se puede usar como tratamiento de la superficie en cerámicas de oxido metálico de zirconia y alúmina, así como en otros tipos de metales/

aleaciones, composites y postes endodónticos. El Z-PRIME PLUS se ha formulado específicamente para proporcionar una alta fuerza de adhesión en cualquier modo de curado. (Arango Anya, Gerson fabian et al., 2020).

5. Metodología

5.1 Tipo de estudio: Experimental

5.2 Muestra: Se distribuyeron 20 coronas en zirconia en dos grupos, se cementaron en el primer grupo 10 unidades de coronas en zirconia con cemento Theracem® y se cementaron en el segundo grupo 10 unidades de coronas en zirconia con cemento Biscem®.

5.3 Criterios de inclusión: Se incluyeron coronas individuales en zirconia monolítica que estuvieran en buen estado, sin microfracturas, con un mismo diseño, planeadas y ejecutadas en el laboratorio de la clínica TRUE DENTAL DESIGN bajo condiciones estandarizadas.



Figura 1: Coronas en zirconia adaptadas a cada troquel, en optimo estado.

5.4 Criterios de exclusión: Se excluyeron las coronas individuales en zirconia monolítica que presentaran mal estado en la estructura, como microfracturas, mal diseño y deficiente adaptación al troquel.

5.5 Variables: Resistencia a la fractura en Kilo newtons.

5.6 Descripción del procedimiento

5.6.1 Primera fase: Se realizo un patrón en cera con medidas estándares: altura cérvico oclusal del muñón 7mm, con reducción oclusal de 2mm, reducción axial de 1,5mm, dejando a cada lado de la preparación un ángulo de convergencia de 3°, dando un total de 6° alrededor de la preparación, el grosor de la línea de terminación se realizó en Chamfer dejando un espacio de 1,5 mm en 360°.



A



B

*Figura 2: Modelo de patrón en cera para obtener los troqueles,
A: Vista desde la superficie oclusal, B: Vista de superficies libres.*

5.6.2 Segunda fase: Se obtuvo el troquel y la base de metal en cromo cobalto níquel.



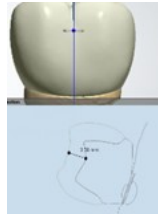
Figura 3: Obtención de troqueles definitivos en cromo cobalto molibdeno a partir del modelo de patrón en cera para realizar el escaneo digital de la línea de terminación y el muñón definitivo.

5.6.3 Tercera fase: Se realizó la impresión y el escaneo digital del troquel con tecnología CAD- CAM, diseñando y elaborando las coronas en zirconia con medidas estandarizadas, se realizó el fresado de cada corona, se verificó la calidad del material, la integridad marginal y estructural, para así llegar a la obtención del prototipo final.

5.6.4 Cuarta fase: Se sinterizaron cada una de las coronas dentro de un horno universal marca Up cera, siguiendo las fichas técnicas del laboratorio: 1530°C durante 2 horas obteniendo una cocción dentro de los parámetros ideales para este tipo de zirconia.



A



B



C



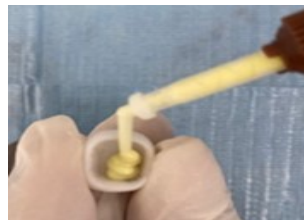
D

Figura 4: Elaboración de coronas con sistema CAD CAM, A: escaneo de troquel, B: Diseño computarizado de la corona, C: Fresado en disco de zirconia, D: Cocción de las coronas en un horno up-cera.

5.6.5 Quinta fase: Cementación de las coronas, se realizaron los siguientes pasos: El arenado de las coronas se realizó previamente en el laboratorio TRUE DENTAL DESING (con oxido de aluminio de 30 a 100 micrones), se desinfectaron las superficies de las coronas y de los muñones con alcohol, se lavó con abundante agua, se aireó y se secó muy bien cada una de las superficies, se aplicaron 2 capas de Z-PRIME PLUS dentro de la superficie interna de las coronas con aplicador micro brush, se aplicó aire directo durante 5 segundos sin dejar que le diera la luz directa, se incorporó el cemento THERACEM Y BISCEM dentro de la superficie de adhesión de las coronas, se ejerció presión durante 5 minutos continuos y se fotocuraron levemente los márgenes de la restauración durante 2 segundos para eliminar el exceso de cemento alrededor de la restauración, se fotocuró cada superficie durante 20 segundos para acelerar el proceso de polimerización.



A



B



C



F

Figura 5: Proceso de cementación, A: Acondicionamiento de superficie, B: Corona cargada con cemento THERACEM, C: Asentamiento de la corona en el muñón, D: Retiro de excesos del cemento, E: Fotocurado del cemento.

1) Coronas micro arenadas con oxido de aluminio de 40 micrones.	2) Probar la restauración final para garantizar un encaje perfecto.
3) Lavar la superficie interna de la restauración, enjuagar y secar sin desecar la superficie.	4) Aplicar 1-2 capas de Z-PRIME Plus, humedeciendo uniformemente la superficie de adhesión. Secar con una jeringa de aire durante 3-5 segundos.
5) Dejar reposar 2 minutos las coronas en una superficie plana sin dejar que le entre la luz directa.	6) Dispensar el cemento dentro de la corona y llevar al muñón ejerciendo presión.
7) Sentar la restauración y retirar el cemento sobrante. CONSEJO: Para ayudar a eliminar el cemento sobrante, se deben fotocurar ligeramente los márgenes durante 2-3 segundos.	8) Fotocurar durante 20-30 segundos o dejar que fragüe por sí mismo. (Si se usa un modo de autocurado, fotocurar ligeramente los márgenes, aunque sea brevemente, agilizará el fraguado final).

5.6.6. Sexta fase: Se sometieron las 20 coronas a pruebas de compresión en la prensa servo hidráulica dentro del laboratorio de suelos de la Universidad del Quindío, se realizaron fuerzas compresivas sobre el eje longitudinal de cada corona por medio de un indentador especial de punta redondeada de aproximadamente 2,5 mm de grosor, mediante el cual se ejerció la fuerza necesaria para realizar la fractura de las coronas realizadas en zirconia.



Figura 6: Corona sometida a pruebas de compresión en prensa servohidráulica.

5.6.7 Séptima fase: Los resultados se obtuvieron mediante el uso de una prensa servo hidráulica operada dentro de las instalaciones del laboratorio de ingeniería de la universidad del Quindío. Donde se llevo a cabo el proceso de compresión y medida de resistencia, en los cuales se pudo observar macroscópicamente cambios estructurales del material como deformación e inclinación en la mayoría de las coronas del grupo cementado con cemento THERACEM.



Figura 7: Prensa servo hidráulica universal utilizada en la fractura de las coronas en zirconia.

Todo el procedimiento descrito anteriormente se realizó en colaboración con la clínica TRUE DENTAL DESING quienes facilitaron los equipos necesarios para la elaboración y cocción de las 20 coronas, por lo tanto, se redujo significativamente el costo general para la elaboración del estudio, ya que su precio fue mucho menor que lo establecido en un laboratorio externo.

5.7 Análisis de los datos: Se realizó una prueba de distribución de Shapiro-Wilk para verificar si la distribución de los datos es paramétrica o no paramétrica; de acuerdo con esto se seleccionó una prueba de comparación T de Student para muestras no pareadas para evaluar la resistencia a la fractura de las coronas de zirconio. Se tuvieron en cuenta valores de significancia estadística menores a 0.05 ($p < 0.05$). Se utilizó el paquete estadístico Graphpad Prism versión 9.

5.8 Aspectos Éticos de la Investigación: El presente estudio experimental no se utilizaron muestras de origen humana o animal por esta razón no tiene ningún tipo de compromiso ético, se propone la presentación de los resultados en eventos locales, nacionales e internacionales de divulgación científica. Se obtuvieron los cementos por medio de la casa comercial BISCO como colaboración para el desarrollo del estudio, sin ningún compromiso de los resultados.

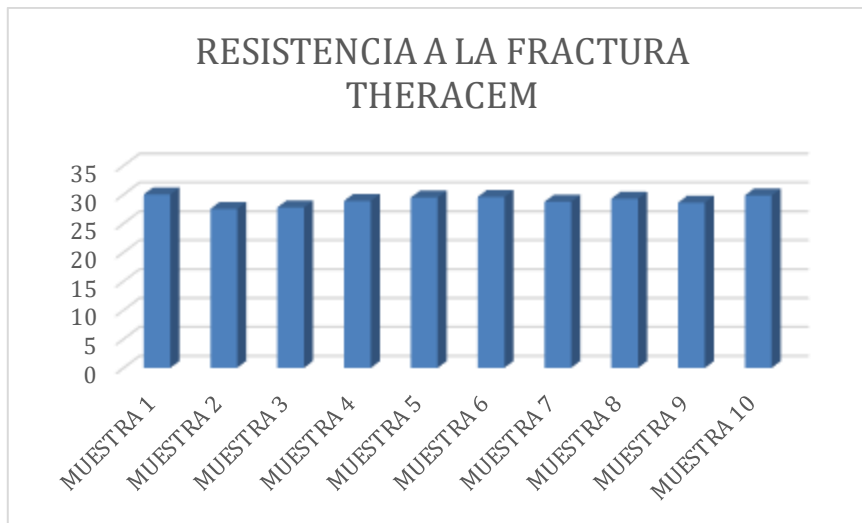
6. Resultados

En cumplimiento de la metodología propuesta para el desarrollo del estudio, se obtuvo inicialmente un patrón en cera de un molar preparado para recibir una corona completa, el cual fue utilizado posteriormente para la elaboración de 20 troqueles metálicos (cromo cobalto níquel) reproducidos con los mismos parámetros de preparación y medidas estándares e iguales. A continuación, se realizó el escaneo digital de cada troquel, obteniendo el diseño definitivo para la confección de las 20 coronas elaboradas en zirconia monolítica previamente sinterizadas y cumpliendo igualmente los parámetros establecidos de igualdad de condiciones de fabricación.

Cada corona fue cementada en los respectivos troqueles, por el mismo operador, calibrado con anterioridad en el proceso de cementado, y utilizando dos tipos cementos de la casa BISCO, el cemento marca THERACEM® y el cemento marca BISCEM®. Finalmente fueron sometidas a pruebas de compresión dinámica en una prensa servo hidráulica que arrojaba resultados de presión, medidos en kilo newton y a observación macroscópica mediante examen directo de las coronas en el momento de ser sometidas a la compresión y grabadas en video durante el proceso. (Grafica 1, Grafica 2, Grafica 3).

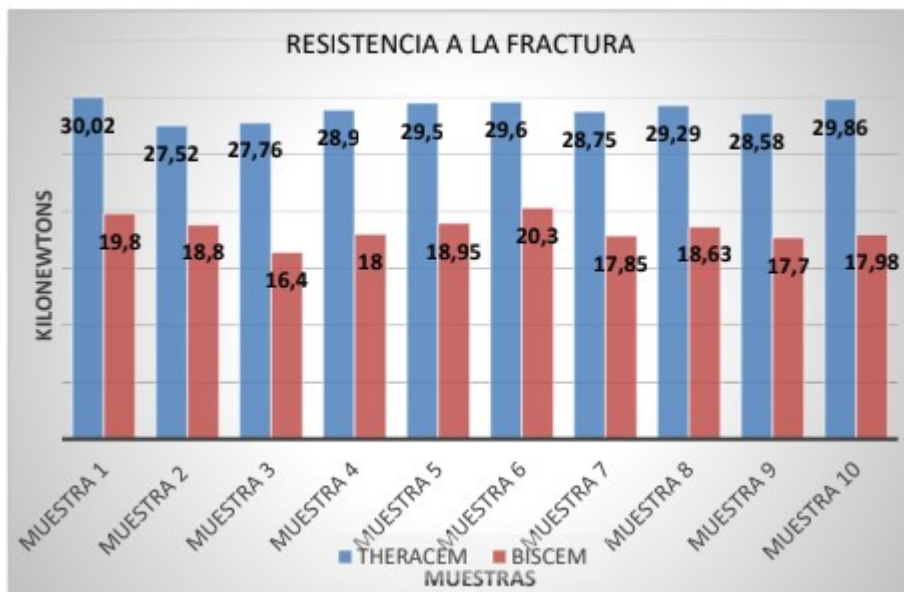


Grafica 1. Comparativa de resistencia en kilo newtons de coronas cementadas con cemento BISCEM®



Grafica 2. Comparativa de resistencia en kilo newtons de coronas cementadas con cemento THERACEM®.

Los resultados permiten observar que los valores correspondientes al grupo de coronas de zirconia cementadas con BISCEM oscilaron entre 16.40, kilonewtons como valor de presión mínima y de 20.30 de kilonewtons de presión máxima de resistencia para sufrir la ruptura completa de la estructura. Por otra parte, las coronas cementadas con THERACEM sufrieron la ruptura de la estructura en los siguientes valores mínimos y máximos de presión, 27.52 y 30,02 kilo newton.



Grafica 3. Comparación de la resistencia a la fractura de coronas cementadas con BISCEM® y THERACEM®.

Adicionalmente se efectuó un examen macroscópico de las coronas sometidas a la prueba, corroborado con las grabaciones en video de la compresión dinámica, se pudo constatar que dos de las diez muestras de las coronas cementadas con THERACEM sufrieron deformación de la estructura antes de la fractura completa de la misma y correspondía a el valor más alto de resistencia a la fractura y la otra corona con deformación tenía un valor por encima del promedio del grupo. (Figuras 8, Figura 9)



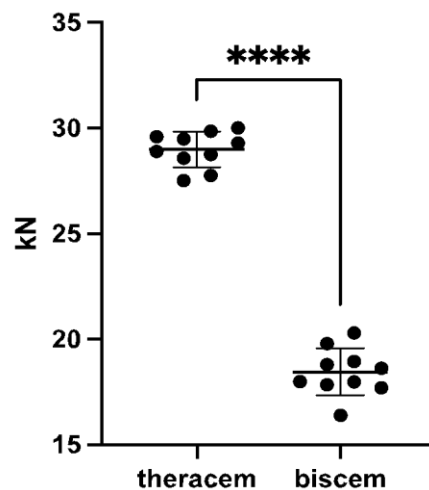
Figura 8 Corona cementada con cemento BISCEM®: Se observa fractura completa de la corona sin presencia de restos del agente cementante.



Figura 9 Corona cementada con cemento THERACEM®. Se observa fractura vertical incompleta y restos del agente cementante en la superficie interna de corona y muñón.

A continuación, a los valores alcanzados en kilo newton, de los dos grupos, se les aplico una prueba T-STUDENT y se obtuvo el promedio general por grupo, dando como resultado un valor estadísticamente significativo de $P= 0,0001$, los cuales se ilustran en la Grafica 4 .

Diferencia entre la resistencia a la fractura



Grafica 4. Prueba T- STUDENT realizada en cada grupo para el análisis de los valores de resistencia a la fractura en kilo newtons obtenidos entre el grupo THERACEM y el grupo BISCEM, con un $P= 0,0001$

7. Discusión

En la actualidad, las preparaciones conservadoras, materiales estéticos y resistentes como el óxido de zirconio son cada vez más utilizados ya que tienen muchas ventajas sobre otros materiales y otras preparaciones dentales más invasivas. Aunque existe una gran variedad de materiales para cementar las restauraciones libres de metal, los cementos más utilizados han sido los cementos de ionómero de vidrio modificado con resina, los cementos resinosos convencionales y los cementos resinosos autoadhesivos. (Ordoñez García, Janine Estefany, 2017) El objetivo de este estudio se centró en comparar el efecto de dos cementos resinosos autoadhesivos en un factor de mucha importancia, como es la resistencia a la fractura de las coronas monolíticas de zirconia.

La hipótesis nula de este estudio fue que no existe diferencia significativa en la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de zirconia utilizando diferentes cementos. Los resultados de este estudio nos demuestran que esta hipótesis fue rechazada, mostrando claras diferencias en cuanto a resistencia a la fractura de las dos marcas comerciales evaluadas.

El cemento THERACEM resultó ser superior, esto demostrado estadísticamente por la prueba T-STUDENT con un ($P= 0,0001$), con un promedio de resistencia a la fractura de 28,9 Kilonewtons y una desviación estándar de 0,8 Kilonewtons. Es de interés mencionar que durante las pruebas de compresión con el cemento THERACEM se observó deformación del material de la corona antes de sufrir fractura completa, obteniendo valores mínimos de presión de 27.52 Kn y un valor de presión máxima de 30,02 kn; mientras que con el cemento BISCEM se observó fractura completa e inmediata de la corona con un valor máximo y mínimo de presión de 16.40 y 20.30 kN.

Los resultados obtenidos concuerdan con el de otros autores (Kok, Cornelis, Jager y cols). (Rodríguez Anaya, L.E. Jonathan Omar, 2016). En cuanto a la resistencia superior de las coronas de zirconia monolítica, Sin embargo, existe una diferencia significativa frente a los resultados obtenidos en términos de resistencia en Kilonewtons. Lo anterior puede deberse a diversas causas, entre las que predominan: tiempo de exposición a la carga en la máquina de pruebas universales y el tipo de cemento utilizado en cuanto al proceso de cementación se refiere. En este estudio se usó un indentador de acero inoxidable con un diámetro de 10mm en la punta activa, el cual es considerado más resistente que los indentadores de aluminio, en comparación al estudio de Kok, Cornelis, Jager y cols en el que además de usar un indentador de aluminio, implementaron un diseño el cual ejercía presión sobre 4 de las cúspides de la

restauración, obteniendo una mejor y mayor distribución de las fuerzas sobre la corona, siendo estos puntos de mayor grosor de la restauración. En el presente estudio el indentador ejercía presión en un punto determinado de la restauración, la fosa central, el cual correspondía al punto más delgado de la corona (3,08mm), simulando así el contacto cúspide-fosa encontrado en una oclusión óptima.

Es necesario también mencionar que en el estudio realizado por de Kok, Cornelis, Jager y cols todas las muestras de zirconia monolítica sufrieron fracturas, en el presente estudio solo hubo 10 fracturas catastróficas de un total de 20 muestras lo cual corresponde al grupo cementado con el cemento BISCEM, a comparación de las muestras del grupo THERACEM las cuales presentaron deformación y fisuras previas a la fractura observadas macroscópicamente.

Estudios realizados han demostrado la influencia de los cementos resinosos en la resistencia a la fractura de las coronas en zirconia monolítica, según (Ordoñez García, Janine Estefany, 2017) esto podría ser atribuido a sus grandes propiedades mecánicas. También se han realizado estudios comparativos entre cementos de las casas comerciales 3M, obteniendo como resultados valores de resistencias mínimos de 1113N y un valor máximo de 1770N), valores muy similares a los obtenidos en este estudio para el caso del cemento THERACEM®

En el presente estudio no se observó daño visible en los muñones de cromo-cobalto-níquel posterior a las pruebas, pero si se aprecia un daño considerable en el indentador de acero inoxidable, que sufrió una deformación importante.

Entre otras cosas es importante resaltar la influencia del cemento a los valores máximos de resistencia ya que la casa comercial BISCO proporciona información acerca de cada cemento, contando con la aparición de la molécula MDP (Metacriloxidecilfosfato dihidrogenado) en el cemento THERACEM, la cual tiene la capacidad de adherirse a cualquier tipo de sustrato, esto sería una explicación lógica al hecho de que al realizar la fractura de cada corona quedarán restos de cemento adheridos tanto al muñón, como a la corona en el caso del cemento THERACEM, a diferencia del grupo de coronas cementadas con BISCEM donde se observaron restos de cemento únicamente en las coronas.

8. Conclusiones

Con las pruebas realizadas se obtuvieron valores mínimos de presión de 27.52 kN y un valor de presión máxima de 30,02 kN para el cemento THERACEM; mientras que el cemento BISCEM presento un valor máximo y mínimo de presión de 16.40 y 20.30 kN.

El promedio de resistencia a la fractura del cemento THERACEM fue de 28,9 Kn (0,8+/-) en comparación con el cemento BISCEM el cual obtuvo un promedio de resistencia a la fractura de 18,4Kn(1,1+/-)

Se concluye que el cemento con mayor influencia en la resistencia a la fractura según este estudio es el cemento resinoso THERACEM, superando los estándares establecidos en las fuerzas masticatorias, siendo aceptable para su uso en la práctica clínica con una diferencia significativa de $P=0,0001$.

9. Referencias Bibliográficas

Álvarez-fernández, m. Á., peña-lópez, j. M., gonzález-gonzález, i. R., & olay-garcía, m. S. (2003). Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *Rcoe*, 8(5).

<https://doi.org/10.4321/s1138-123x2003000500005>

Arango anya, gerson fabian, leon arguedas, monica, & roa alvarez, daniel mauricio. (2020). *Evaluación de la fuerza adhesiva al zirconio de 2 cementos bioactivos: «ceramir®» y theracem ®. Resultados preliminares.*

Moncada, G., García Fonseca, R., De Oliveira, O. B., Fernández, E., Martín, J., & Vildósola,

P. (2014). Rol del 10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado en el cambio de paradigma de los sistemas adhesivos integrados en la dentina. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*, 7(3), 194-199.

<https://doi.org/10.1016/j.piro.2014.09.008>

Nieto, A. C. V. (2014). *MONOLÍTICA SOMETIDA A DIFERENTES.*

Ordoñez García, Janine Estefany. (2017). *RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CORONAS MONOLÍTICAS DE ZIRCONIO DE ESPESOR MÍNIMO UTILIZANDO DIFERENTES CEMENTOS. ESTUDIO IN VITRO.* UNIVERSIDAD CENTRAL DEL ECUADOR FACULTAD DE ODONTOLOGÍA UNIDAD DE GRADUACIÓN, TITULACIÓN E INVESTIGACIÓN.

Ribeiro, A. J. G., & Cañete, M. P. (s. f.). *RESISTENCIA ADHESIVA Y TIPO DE FALLA EN ESMALTE DE ZIRCONIO DE IV GENERACIÓN Y DISILICATO DE LITIO.*

Ricardo, T. E., Lorena, P. S. I., & Josefina, T. (s. f.). *FRACASO EN CORONAS DE ZIRCONIO REVESTIDAS EN CERÁMICA.*

- Rodríguez Anaya, L. E. Jonathan Omar. (2016). *Estudio comparativo de la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de zirconia elaboradas con sistema CAD/CAM sobre pilares de titanio grado 5*. Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.
- Velastegui, C., Toro, M., Sánchez, G., Fernández, E., & Gil, A. M. C. (s. f.). Fracasos de las restauraciones cerámicas en base de circonio. *Rev Cubana Estomatol.*
- Ban, s. (2021). Classification and properties of dental zirconia as implant fixtures and superstructures. *Materials*, 14(17), 4879. <https://doi.org/10.3390/ma14174879>
- Castro-aguilar, e. G., matta-morales, c. O., & orellana-valdivieso, o. (2014). *Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior*.
- García-villamar, j. L., rodríguez-llaguno, m. A., montece-seixas, e. R., & lima-tamay, k. E. (2017). *Importance of zirconium for fixed partial denture free of metal*. 3.
- Lada, a. (2021). Analysis of dentistry cements using ftir spectroscopy. *Science, technology and innovation*, 11(4), 33-39. <https://doi.org/10.5604/01.3001.0014.8103>
- Marcelo, j., gallet-alfaro, g. M., fernández-jacinto, l. M., & hinostroza-noreña, d. (2020). Ciencia y evolución del dióxido de zirconio, de la prioridad mecánica a la necesidad estética. *Revista estomatológica herediana*, 30(3). <https://doi.org/10.20453/reh.v30i3.3827>
- Moncada, g., garcía fonseca, r., de oliveira, o. B., fernández, e., martín, j., & vildósola, p. (2014). Rol del 10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado en el cambio de paradigma de los sistemas adhesivos integrados en la dentina. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral*, 7(3), 194-199. <https://doi.org/10.1016/j.piro.2014.09.008>
- Nieto, a. C. V. (2014). *Monolítica sometida a diferentes*.

Ordoñez balladares, a., abad-coronel, c., ramos, j. C., & martín biedma, b. J. (2022). Fracture resistance of sintered monolithic zirconia dioxide in different thermal units. *Materials*, 15(7), 2478. <https://doi.org/10.3390/ma15072478>

Rodriguez anaya, j. O. (2016). *Estudio comparativo de la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de zirconia elaboradas con sistema cad/cam sobre pilares de titanio grado 5*. Benemerita universidad autonoma de puebla.

Zacarron perez, m. A. (2019). *Comparacion de estructuras mecanizadas y sinterizadas en protesis sobre implantes*. Universidad de sevilla.

American psychological association. (2020). *Publication manual of the american psychological association* (7th ed.). American psychological association.

<https://doi.org/10.1037/0000165-000>

Ávila, n., navarro, f. Y tapia, m. (2020). Identidad, voz y agencia: claves para una enseñanza inclusiva de la escritura en la universidad. *Archivos analíticos de políticas educativas*, 28(98).

<https://doi.org/10.14507/epaa.28.4722>

Baldacchino, l. (2019). Intuition in entrepreneurial cognition. In a. Caputo & m. Pellegrini (eds.), *the anatomy of entrepreneurial decisions* (pp. 29–56). Springer.

https://doi.org/10.1007/978-3-030-19685-1_3

Cassany, d. (2012). *En línea: leer y escribir en la red*. Anagrama.

Hammer, d., melhuish, e., & howard, s. J. (2017). Do aspects of social, emotional and behavioural development in the pre-school period concurrently predict later cognitive and academic attainment? *Australian journal of education*, 61(3), 270–287.

<https://doi.org/10.1177/0004944117729514>