**EVALUACIÓN DE LA FUERZA ADHESIVA AL ZIRCONIO DE 2
CEMENTOS BIOACTIVOS: "CERAMIR®" y THERACEM®.
RESULTADOS PRELIMINARES**

Gerson Fabián Arango Anaya

Mónica Arguedas León

Daniel Mauricio Roa Álvarez

**UNIVERSIDAD EL BOSQUE
PROGRAMA DE PROSTODONCIA - FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
BOGOTA DC.- AGOSTO 2020**

HOJA DE IDENTIFICACION

Universidad	El Bosque
Facultad	Odontología
Programa	Prostodoncia
Título:	Evaluación de la fuerza adhesiva al zirconio de 2 cementos bioactivos: "Ceramir®" y Theracem ®. Resultados preliminares.
Línea de investigación:	Materiales dentales y adhesión
Tipo de investigación:	Posgrado /línea docente
Estudiantes/ residentes:	Gerson Fabián Arango Anaya Mónica Arguedas León Daniel Mauricio Roa Álvarez
Director:	Luis Eduardo Luna Ángel
Codirector:	Martha C. Tamayo Muñoz
Asesor y análisis estadístico:	David Díaz Báez

DIRECTIVOS UNIVERSIDAD EL BOSQUE

TIANA CIAN LEAL	Presidente del Claustro
CAMILO ALBERTO ESCOBAR JIMÉNEZ	Presidente Consejo Directivo
MARIA CLARA RANGEL GALVIS	Rector(a)
RITA CECILIA PLATA DE SILVA	Vicerrector(a) Académico
FRANCISCO JOSÉ FALLA CARRASCO	Vicerrector Administrativo
MIGUEL OTERO CADENA	Vicerrectoría de Investigaciones.
CRISTINA MATIZ MEJÍA	Secretario General
JUAN CARLOS SANCHEZ PARIS	División Postgrados
MARIA ROSA BUENAHORA TOVAR	Decana Facultad de Odontología
MARTHA LILILIANA GOMEZ RANGEL	Secretaria Académica
DIANA MARIA ESCOBAR JIMENEZ	Directora Área Bioclínica
ALEJANDRO PERDOMO RUBIO	Director Área comunitaria
FRANCISCO PEREIRA MANRIQUE	Coordinador Área Psicosocial
INGRID ISABEL MORA DIAZ	Coordinador de Investigaciones Facultad de Odontología
IVAN ARMANDO SANTACRUZ CHAVES	Coordinador Postgrados Facultad de Odontología
EDGAR RENE ROJAS	Director Posgrado de Prostodoncia
JOSE LEONARDO PEREZ	Coordinador Posgrado de Prostodoncia

La Universidad El Bosque, no se hace responsable de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, solo velará por el rigor científico, metodológico y ético del mismo en aras de la búsqueda de la verdad y la justicia.

GUÍA DE CONTENIDO

Resumen

Abstract

	Pág.
1.Introducción	1
2. Marco teórico	3
3. Planteamiento del problema	26
4. Justificación	32
5. Situación Actual	33
6. Objetivos	35
7. Metodología del Proyecto	36
7.1.Tipo de estudio	36
7.2. Población y muestra	36
7.3. Métodos y técnicas para la recolección de la información	37
7.4. Hipótesis de estudio	40
7.5 Plan de tabulación y análisis.	40
8. Consideraciones éticas.	41
9. Resultados	42
12. Referencias	43

LISTADO DE TABLAS

		Págs.
Tabla 1	Normas técnicas para la evaluación de la resistencia adhesiva. Datos y diseño de tabla por Arango et al.,2020	25
Tabla 2	Descripción de los grupos evaluados. Datos suministrados por Arango et al., 2020, Diseño de Tabla Martha Tamayo	36
Tabla 3	<i>Frecuencia y porcentaje de pérdida de cilindros de cemento durante proceso de preparación de la muestra.</i> Datos suministrados por Arango et al., 2020, Diseño de Tabla Martha Tamayo	42

RESUMEN

EVALUACIÓN DE LA FUERZA ADHESIVA AL ZIRCONIO DE 2 CEMENTOS BIOACTIVOS: CERAMIR® y THERACEM®. RESULTADOS PRELIMINARES

El zirconio es una cerámica policristalina utilizada para restauraciones libres de metal. Esta no posee matriz vítrea, por tanto, los procedimientos de cementación con previo acondicionamiento ácido no son efectivos. Actualmente se cuentan con distintos tipos de agentes cementantes para estas restauraciones con imprimadores ricos en 10 MDP que junto con el uso de la microabrasión de las superficies permiten una retención mecánica y una unión físico-química estable en el tiempo. Recientemente se han propuesto nuevos cementos basados en vidrios bioactivos, los cuales presentan como beneficio adicional, el cierre de brechas marginales a través de la remineralización de la dentina. Sin embargo, existen pocos estudios que evalúen su resistencia adhesiva y la comparen con los sistemas de cementación ricos en MDP. Por tanto, el objetivo de este estudio fue evaluar la fuerza adhesiva al zirconio de 2 cementos bioactivos: "Ceramik®" y Theracem®. En este estudio experimental in vitro se usó una muestra probabilística de 30 muestras por cada uno de los tres grupos evaluado: los dos cementos bioactivos y un cemento control Relyx™ Ultimate. Cada unidad muestral consistió en un cilindro de 1mm H X 0.5mm de diámetro cementado a láminas maquinadas de zirconio translucido de 1.5mm[h] X 1.2mm[L] X 5mm [W] arenadas con óxido de aluminio de 50 micras. Para la fabricación de cada cilindro se utilizó como molde un tubo de Tygon®. Las muestras serán sometidas a proceso de termociclado (5000 ciclos de 1 minuto cada uno a temperaturas de 5 a 55°) y posteriormente a la prueba de resistencia adhesiva en la máquina universal de pruebas. Los datos serán expresados en MPa serán analizados descriptivamente mediante medidas de tendencia central y de dispersión. Para determinar si los datos siguen una distribución normal se utilizará la prueba Shapiro-Wilk, dependiendo de la normalidad de los datos se usará la prueba de ANOVA a una vía o de Kruskal-Wallis. En resultados parciales encontró que el 23.33 % del grupo Ceramik se perdió durante el fraguado del cemento y 76.66% durante el retiro del tygon. En los grupos Theracem y Relyx Ultimate no se observaron pérdidas de muestras durante la fabricación.

Palabras clave: fuerza adhesiva, cementos de resina, cementos biocerámicos, agentes cementantes, cementos resinosos, zirconio

ABSTRACT

EVALUATION OF THE ADHESIVE STRENGTH ON ZIRCONIUM OF TWO BIO-ACTIVE CEMENTS: CERAMIR® and THERACEM ®. PRELIMINARY RESULTS.

Zirconium is a polycrystalline ceramic used for metal-free restorations because it has no vitreous matrix, so cementation procedures with previous acid conditioning are not effective. There are different agents for said restorations rich in 10MDP primers, which along with micro-abrasion of the surfaces allow a stable mechanical retention and physical-chemical union. New cements based on bio-active glass have been proposed which present the filling of marginal gaps by remineralising the dentin. However, there are few studies which evaluate its adhesive strength and compare it with systems rich in MDP so the aim of this study was to do so with two bio-active cements: Ceramir® and Theracem® on Zirconium. A probabilistic trial of 30 samples for each of the three evaluation groups was used: two bio-active cements and the control Relyx™ Ultimate. Each consisted of a 1 mm cylinder H X 0.5 mm cemented to transparent 1.5mm[h] X 1.2mm[L] X 5mm [W] zirconium machined plates sanded with 50 micron aluminium oxide. A tube of Tygon® was used for the fabrication of the cylinders and the samples will be subject to a thermocycled process (5000 one-minute cycles at temperatures between 5 ° and 55 °) after which the strength trial in the universal testing machine will be carried out. Results will be expressed in MPa and analysed descriptively with central tendency and dispersion measurements. The Shapiro-Wilk test will be used to determine if data follows a normal distribution and one-way ANOVA or Kruskal-Wallis tests depending on the normality of data. Partial results showed that 23.33% of the Ceramir group was lost during setting and 76.66% during the Tygon removal. No losses were reported during fabrication with the Theracem and Relyx Ultimate groups.

Key words: adhesive strength, resin cements, bio-ceramic cements, cementing agents, resinous cements, Zirconium.

1. INTRODUCCIÓN

La odontología moderna se basa en principios adhesivos, de manera que las restauraciones cada día sean más conservadoras y permitan tener una retención de la restauración tanto de manera micromecánica como química buscando preservar la mayor cantidad de estructura dental posible para de esta manera mejorar los pronósticos y la longevidad de las restauraciones, adicionalmente los pacientes cada día son más exigentes en el tipo de restauraciones que desean buscando en la gran mayoría de los casos materiales libres de metal como lo son el disilicato de litio en el sector anterior y la zirconia en el sector posterior, estos materiales tienen una menor adaptación que las restauraciones en metal noble como el oro las cuales se podían bruñir y adaptar de mejor manera, por ende la microfiltración marginal es el principal problema en la odontología moderna lo cual lleva a consecuencias como mayor riesgo de presentar caries secundaria, patologías pulpares, sensibilidad dental y pigmentaciones en el área marginal de la restauración (Jefferies et al., 2015; Jefferies et al., 2013; Jefferies et al., 2012).

El objetivo de este estudio es evaluar un agente cementante el cual le brinde al clínico la posibilidad de tener uniones adhesivas óptimas, longevas en el tiempo y predecibles, adicionalmente que tenga la capacidad de dar un sellado de estas brechas marginales que se presentan en la mayoría de las restauraciones libres de metal por un mecanismo de bioactividad basado en inducción de apatita lo cual llevaría a disminuir el riesgo de caries dental secundaria y problemas pulpares actuando como una barrera ante la filtración bacteriana, promoviendo un sellado de la interface diente restauración.

Los cementos dentales deben tener propiedades físico-mecánicas que ayuden al clínico a cumplir el propósito antes explicado entre las que tenemos la resistencia al cizallamiento, La resistencia a la compresión, La resistencia a la flexión, la Dureza, etc. Varios estudios explican como el cumplimiento de estas propiedades físico-mecánicas y biológicas de los cementos ayudaran a aumentar la longevidad de la unión diente-restauración (Jefferies et al., 2015; Jefferies et al., 2013; Jefferies et al., 2012, Kumbuloglu et al., 2004; Marghalani, 2012, Kang et al., 2013, Chávez & Morales, 2014, Leal et al., 2016; Pilo et al., 2017; Sulamain et al., 2018).

El cemento a evaluar Ceramir es compuesto por ionómero de vidrio y aluminato de calcio haciéndolo un cemento bioactivo y compatible el cual cumple con las propiedades fisicomecánicas y biológicas óptimas para ser considerado como opción de tratamiento en la cementación de restauraciones metálicas tanto nobles como no nobles, libres de metal, adicionalmente la técnica de aplicación es menos sensible que los cementos de resina que son los cementos actualmente más utilizados en la odontología moderna (Jefferies et al., 2015; Jefferies et al., 2013; Jefferies et al., 2012). Existe poca evidencia sobre este cemento, en la actualidad solamente se conocen limitadas publicaciones y son patrocinadas por la casa comercial, por esta razón se hace necesario realizar un estudio in vitro donde se evalúe la resistencia adhesiva del material en materiales libres de metal como el disilicato de litio y la zirconia para dar brindar información de alta calidad al lector y poder determinar de manera crítica y objetiva el uso del ceramir como material cementante bioactivo ideal (Jefferies et al., 2015; Jefferies et al., 2013; Jefferies et al., 2012).

2. MARCO TEÓRICO

Resumen de la búsqueda

Se definieron las siguientes variables:

- **Resistencia Adhesiva:** es un estado en el que dos superficies se mantienen juntas por fuerzas químicas o físicas o ambas con la ayuda de un adhesivo (Fuentes et al., 2013).
- **Cementos resinoso:** es cualquier material resinoso con químicos adhesivos incorporados, como MDP, 4-META. En odontología específicamente se puede definir para describir agentes adhesivos que se utilizan como cementantes de prótesis dentales y carillas de resina a cofias de aleaciones de metal. (Fuentes et al., 2013).
- **Cementos Bioactivos:** Los sistemas biocerámicos utilizados en odontología están compuestos por fosfatos de calcio, silicatos de calcio, aluminatos de calcio y carbonatos de calcio principalmente (Engqvist et al., 2004).

Se consultaron las siguientes bases de datos:

- Pubmed (hasta 28 de febrero 2018)

Se utilizaron las siguientes palabras clave:

- **Resistencia adhesiva:** Dental bonding, adhesión dental, curación adhesiva, bond strength, tensile strength, shear strength.
- **Cemento resinoso:** cemento resinoso, resin cements, cemento de resina, cementos de resina, dental cement curing, self adhesive resin.
- **Cemento biocerámico:** cemento biocerámico, bioceramic cement, bioactiva dental luting cement ceramir.

Se buscaron los siguientes tipos de estudio:

Metanálisis, ensayos clínicos aleatorizados y controlados, estudios de casos y control, estudios de cohorte.

Se utilizaron las siguientes estrategias de búsquedas para ceramir:

#1: (Dental bonding) OR (bond strength) OR (tensile strength) OR (shear strength)

#2: (Resin cements) OR (dental cement curing) OR (acid etching) OR (self adhesive resin cement)

#3: (bioactive dental luting cement) OR (ceramir)

#4: #1 AND #2 (Dental bonding) OR (bond strength) OR (tensile strength) OR (shear strength) AND (Resin cements) OR (dental cement curing) OR (acid etching) OR (self adhesive resin cement)

#5: #1 AND #3 (Dental bonding) OR (bond strength) OR (tensile strength) OR (shear strength) AND (Bioceramic cement) OR (ceramir)

#6: #4 AND #5 (Dental bonding) OR (bond strength) OR (tensile strength) OR (shear strength) AND (Resin cements) OR (dental cement curing) OR (acid etching) OR (self adhesive resin cement) AND (Dental bonding) OR (bond strength) OR (tensile strength) OR (shear strength) AND (bioactive dental luting cement) OR (ceramir)

No hubo restricción de lengua ni de fechas de publicación. Los estudios se buscaron en personas y animales.

Se utilizaron las siguientes estrategias de búsquedas para cementos:

#1: (Dental bonding) OR (bond strength) OR (tensile strength) OR (shear strength)

#2: (Resin cements) OR (dental cement curing) OR (acid etching) OR (self adhesive resin cement)

#3: (Dental bonding) OR (bond strength) OR (tensile strength) OR (shear strength) AND (Resin cements) OR (dental cement curing) OR (acid etching) OR (self adhesive resin cement)

No hubo restricción de lengua ni de fechas de publicación. Los estudios se buscaron en personas y animales.

Se encontraron 14 artículos para el cemento ceramir en la base de datos Pubmed, de los cuales se escogieron 12 artículos por **título** y luego 2 artículos por el **abstract**. Se encontraron 58520 artículos para cementos dentales en la base de datos Pubmed, de los cuales se seleccionaron 58 artículos por el **título** y luego 48 artículos por el **abstract**.

Se excluyeron artículos por baja relevancia con el tema que se está investigando.

Marco de referencia

Según el glosario de prostodoncia el término agente cementante se puede definir como un material usado para promover la adhesión o la cohesión entre 2 sustancias diferentes o entre un material y estructura dental natural.

El agente cementante es el material dental que funciona como una unión entre la preparación dental y el material protésico (Unosson et al., 2018).

Su propósito es actuar como una barrera ante la filtración bacteriana, promoviendo un sellado de la interface entre el diente y la restauración indirecta (Barcellos et al., 2011).

En la actualidad se han estudiado los sistemas de cementos de resina utilizados en odontología, los cuales son considerados materiales “activos” que corresponde a una unión adhesiva con el tejido dental por uniones micro mecánicas formando una capa híbrida, para de esta manera unirse a los materiales dentales (Makkar & Malhotra, 2013).

Los cementos de resina son el material de elección para cementar restauraciones de resina indirecta. Estos cementos se pueden clasificar en tres grupos según su tipo de reacción para activarse entre los cuales tenemos cementos de autocurado, de fotocurado y de curado dual, los cementos de autocurado son aquellos los cuales son activados químicamente. Tienen niveles de resistencia a la flexión, módulo elástico y microdureza menores, debido a que su tiempo de polimerización es mayor (Pekkan et al., 2009; Makkar & Malhotra, 2013; Vaz et al., 2012).

Por otro lado, los cementos de fotocurado, como su nombre lo indica, son los que inician su acción con foto activadores es decir por un proceso de activación que está dado por la luz (Makkar & Malhotra, 2013; Vaz et al., 2012).

El agente cementante de curado dual no es más que la combinación de las reacciones mencionadas anteriormente, de autocurado y de fotocurado. Estos permiten un mejor control del tiempo de trabajo por el operador y tienen la ventaja de convertir el monómero en polímero en las áreas donde la luz no penetra. Dependen del grado de conversión y están directamente influenciados por el potencial para la fotoactivación inicial (Makkar & Malhotra, 2013; Vaz et al., 2012; Pekkan et al., 2009).

Los agentes cementantes de resina se pueden clasificar también de acuerdo con el tratamiento de la superficie del tejido o con la estrategia de adhesión en cementos de grabado total, auto-grabadores y cementos de resina autoadhesivos, (De Angelis et al., 2011). Los cementos de resina de grabado total necesitan de un sistema grabador el cual está compuesto del uso de ácido fosfórico seguido por un agente adhesivo, antes de la aplicación del cemento de resina, esto se realiza para unir el cemento con el diente. Varios estudios demuestran que este tipo de cemento en particular tiene mejor fuerza de adhesión, presentando una mejor retención y propiedades mecánicas superiores comparado con los otros tipos de cementos resinosos. Sin embargo, el procedimiento de aplicación puede ser más dispendioso ya que

esta aplicación debe ser realizada en varios pasos. Estos sistemas de cementación reportan altos niveles de resistencia de unión, principalmente al ser comparados con los adhesivos auto-grabadores, de igual forma, ofrecen mayor confiabilidad en cuanto a la resistencia de unión y con esto evita satisfactoriamente la microfiltración (De Angelis et al., 2011; Duarte et al., 2008; Escribano & de la Macorra, 2006; Makkar & Malhotra, 2013; Marques-Melo et al., 2010; Vaz et al., 2012; Parra et al., 2012).

Los cementos de resina auto-grabadores están compuestos de mezclas acuosas de monómeros funcionales acídicos hidrofílicos, generalmente, ésteres del ácido fosfórico, con un pH de 1.5 a 2.5. Utilizan un primer acídico, el cual modifica la superficie dental antes de la adhesión. Esta imprimación ácida no debe retirarse con un lavado con el fin de modificar la superficie del tejido dental, y así formar una unión entre el diente y la restauración. En los tejidos dentales la imprimación del autograbado actúa en la superficie de la dentina modificando la capa de barrillo dentinal y disolviéndola dentro de los túbulos de dentina, gracias a que contiene monómeros hidrófilos y ácidos por lo general el pH de estos tipos de imprimadores es bajo. Se reportan valores de resistencia de unión de aproximadamente 26MPa para estos cementos. Estos cementos presentan también la característica de disminuir la sensibilidad posoperatoria, sin embargo, se consideran inestables a través del tiempo. Deben tener una viscosidad baja y una fluidez adecuada para lograr una buena humectabilidad y con esto una energía superficial elevada. En la literatura se han reportado fallas con respecto a la fuerza de adhesión a la dentina, deficiencia en la adhesión al esmalte, situaciones que conllevan a una microfiltración. Estos cementos presentan mejor desempeño para la resistencia de unión en dentina que en esmalte (De Angelis et al., 2011; Duarte et al., 2008; Escribano & de la Macorra, 2006; Makkar & Malhotra, 2013; Marques-Melo et al., 2010; Vaz et al., 2012; Parra et al., 2012).

Los cementos autoadhesivos se basan en rellenos de polímeros los cuales se adhieren a la estructura dental sin la necesidad de utilizar un sistema de grabado o un sistema adhesivo por separado, la matriz orgánica de estos cementos está compuesta por una mezcla de metacrilatos, dimetacrilatos y polimetacrilatos los cuales están unidos con monómeros funcionales entre los que cabe resaltar 10-metacriloxidesilfosfato dihidrogenado (MDP), estos monómeros conducen la desmineralización de los tejidos dentales y forman una sal

estable, principalmente calcio (Parra et al., 2012; Da Silva et al., 2014; Duarte et al., 2008; Escribano & de la Macorra, 2006; Makkar & Malhotra, 2013; Vaz et al., 2012).

No necesitan ningún pretratamiento de la superficie dental y se aplica en un solo paso clínico, similar al cemento convencional de fosfato de zinc y al policarboxilato. Son cementos que presentan una gran habilidad para unirse a los sustratos restaurativos, brindando alta estética y reduciendo la sensibilidad pos operatoria en los dientes vitales. Adicionalmente, se puede presentar menor riesgo a la contaminación al momento de la cementación, probablemente por su facilidad de manipulación (De Angelis et al., 2011; Souzaa et al., 2011; Cantoro, et al., 2008).

Los agentes cementantes se utilizan para la cementación indirecta, estética de restauraciones, incluyendo inlay, onlay, coronas, prótesis fija (Barcellos et al., 2011).

Es importante considerar el tipo de material de la restauración, el cemento debe hacer un enclavamiento micro-mecánico y una unión química a la cerámica. Para lograr esto, se requiere de una superficie rugosa y es necesario también, realizar una limpieza adecuada para activar la superficie del material, razón por la cual se debe tratar la superficie de los materiales restauradores, garantizando una mejor adhesión. Con este fin se puede realizar un tipo de arenado para generar una abrasión en la superficie, también se puede realizar un grabado con ácido clorhídrico en los materiales que presenten una matriz vítrea generando así micro-retenciones de 10 a 15 micrómetros. Se puede utilizar un material como el silano para mejorar la retención y evitar las fallas tempranas de las restauraciones indirectas. El silano contiene cebadores bifuncionales lo que promueve una formación de enlaces covalentes entre el silano y el sílice, generando algunos enlaces de hidrógeno que aumentan el número de sitios de unión para que haya una reacción entre el sílice y el silano. Y de esta forma poder formar siloxánicos con la cerámica y en los grupos carboxólicos y lograr obtener los enlaces con el cemento resinoso (Graiff et al., 2008; Makkar & Malhotra, 2013; Melo et al., 2010).

Los agentes cementantes independientemente de el tipo de curado que presenten o el tratamiento de superficie que requieran para que lleguen a cumplir con sus indicaciones de la mejor manera deben cumplir con una serie de requerimientos importantes para el éxito de la adhesión y consecuentemente el éxito de la restauración (Unosson et al., 2012).

Un cemento ideal que funciona como agente cementante debe ser biocompatible y idealmente debe tener propiedades antibacterianas para que pueda prevenir o retardar la formación de caries e inhibir la formación de placa. Según el glosario de odontología un material biocompatible es aquel que tiene la capacidad de existir en armonía con el ambiente biológico que lo rodea. A los cementos se les exige diferentes propiedades físico-mecánicas para que cumplan con las características ideales de un agente cementante entre ellas se encuentra la resistencia al cizallamiento la cual evalúa la carga necesaria para producir una fractura de la interfase de unión entre dos materiales cuando se aplican fuerzas paralelas en sentido contrario, La resistencia a la compresión es otra de las propiedades importantes en un cemento esta evalúa la carga necesaria para producir la fractura de un material cuando se aplican cargas en sentido vertical que buscan acortarlo o comprimirlo, se obtiene dividiendo la fuerza aplicada en el área transversal perpendicular a la dirección de la fuerza, La resistencia a la flexión es la propiedad que evalúa el límite de deformación de un material antes de sufrir la fractura , indicando la elasticidad del material, La Dureza es la propiedad que evalúa la resistencia a la indentación permanente de un material y se puede evaluar mediante diferentes pruebas como la de Vickers , Knoop , Rockweell y Shore. La viscosidad es la propiedad que evalúa la resistencia de un fluido a fluir , una viscosidad menor permite mejor fluidez, por esto se convierte en una propiedad importante en los agentes cementantes para lograr una buena humectabilidad de los sustratos a adherir y se ha encontrado que varía de acuerdo a la manipulación del operador. La solubilidad se define como la medida del grado en que un material se disuelve en un determinado líquido disolvente, que en la cavidad oral es el agua y la saliva, siendo de vital importancia para la longevidad en el tiempo de la unión adhesiva. El espesor de película se define como el mínimo grosor que debe tener el cemento para tener buen comportamiento mecánico y soportar las cargas funcionales (Kumbuloglu et al.,2004; Kang et al., 2013; Pilo et al., 2017; Marghalani, 2012; Leal et al., 2016; Sulamain et al., 2018; Chávez & Morales, 2014).

El cumplimiento de estas propiedades fisicomecánicas y biológicas del cemento llevarán a aumentar la longevidad de la unión diente-restauración y así mismo llevan a tener cementaciones previsibles en el tiempo dándole al clínico mejores resultados clínicos cuando se realizan restauraciones indirectas (Kumbuloglu et al.,2004; Kang et al., 2013; Pilo

et al., 2017; Marghalani, 2012; Leal et al., 2016; Sulamain et al., 2018; Chávez & Morales, 2014).

En la actualidad las restauraciones libres de metal son la elección principal entre los pacientes y los odontólogos, por razones estéticas, por tanto, se deben de seguir unos protocolos estrictos para lograr una excelente unión entre el cemento resinoso y la cerámica, en varios artículos se ha informado una alta tasa de éxito de hasta el 100% entre los 2 a 4 años para restauraciones metálicas y cerámicas (Makkar & Malhotra, 2013).

Otros autores sugieren que las restauraciones cerámicas deben cementarse con cemento resinoso para lograr aumentar la resistencia a la fractura, pero teniendo en cuenta que todos los materiales restauradores deben ser tratados dependiendo del tipo de estos y sus composiciones (dentro de los materiales libres de metal se encuentran cerámicas feldespáticas las cuales pueden ser grabadas por 60 segundos, diferente con las vitrocerámicas reforzadas con disilicato de litio que solo pueden ser grabadas por 20 segundos y la cerámica de óxido de circonio debe ser tratada con un arenado en su superficie), esto se realiza para mejorar su proceso de unión (Aboushelib & Sleem, 2014; Altintas et al 2008; Da Silva et al., 2014; Escribano & de la Macorra, 2006; Graiff et al., 2008; Johnson et al., 2017; Mesmar & Ruse, 2017).

Las principales fallas que podemos encontrar son de tipo adhesivo que en los tejidos dentales se da por un mal protocolo de imprimación al sustrato el cual puede contaminarse y generar fallas en la unión y fallas adhesivas a nivel de las restauraciones por un mal pretratamiento de estas mismas (Altintas et al., 2008; Brunzel et al., 2010; Da Silva et al., 2014).

En los años 60 y 70 la odontología tuvo la aparición de un cemento el cual fue el primero en obtener adhesión química al diente y tener efecto bioactivo, el cemento de aluminato de calcio estaba compuesto por los siguientes elementos: $Al_2O_3 = 43\%$; $CaO = 19\%$; $H_2O = 15\%$; $ZrO_2 = 19\%$ (silicio, hierro, magnesio, titanio y óxidos alcalinos de menos de 10%). Este cemento al realizar la reacción de fraguado presenta un pH 11,4 a 12,5.

El aluminato de calcio presenta beneficios que hacen posible su uso como un biomaterial. Es un material biocompatible, tiene una alta fuerza inicial y adecuada resistencia a la corrosión. Sus propiedades térmicas son similares a las del tejido dental. Como principal característica presenta una alta retención con la estructura dental debido a su expansión. Como material restaurativo presenta propiedades mecánicas y estéticas aceptables (Engqvist et al., 2004).

Las propiedades físicas de este material han sido descritas por varios investigadores. Se reporta que presenta una dureza de Vickers entre 854.19MPa-1000MPa. Su resistencia a la compresión se ha descrito en un rango de 169.5MPa - 194MPa. Se informó que la resistencia a la flexión para el material de aluminato de calcio fue 106 ± 28.8 MPa (Engqvist et al.,2004). La reacción química que forma el cemento de aluminato de calcio se describe de la siguiente manera: $3CaO \cdot Al_2O_3 + 12H_2O \rightarrow Ca[Al(OH)_4]_2(OH)_4 + 4Al(OH)_3$ (aluminato de calcio + agua $\rightarrow$ Katoita + Gibbsita) Mecánicamente, el agua disuelve el polvo de aluminato de calcio con la formación posterior de iones de calcio (Ca^{2+}), iones hidroxilo de aluminio ($Al(OH)_4^-$) e iones hidroxilo (OH^-). Esta actividad es seguida casi de inmediato por precipitación de nuevas fases sólidas (Katoita y Gibbsita) a medida que la solución alcanza la saturación. Estos precipitados crecen hasta que se encuentran y se forma continuamente un grupo conectado de partículas de hidróxido. La cristalización de las fases continúa y los hidratos crecen en tamaño desde nanómetros (nm) a micras (μm) (Jefferies et al., 2013).

Otro agente cementante muy conocido y utilizado por los clínicos es el cemento ionómero de vidrio compuesto por un vidrio soluble en ácido, ácido poliacrílico y agua que se establece mediante una reacción ácido-base (Phillips, 2013; Guzmán, 2013).

Los cementos ionómeros de vidrio presentan buenas propiedades físico-mecánicas y de manipulación, se ha reportado un tiempo de fraguado de 7 minutos lo cual permite que el clínico pueda trabajar de manera adecuada, el grosor de capa es importante en los cementos para permitir un buen asentamiento de la restauración a cementar y se ha reportado valores de $24 \mu m$, por otra parte la resistencia a la compresión también se ha reportado en la literatura con valores de 86 MPa, la resistencia a la tracción se ha reportado en valores de 6,2 MPa a las 24 horas, su módulo de elasticidad también se ha reportado en la literatura con un valor de 7,3 GPa. La propiedad menos eficiente de este cemento es la solubilidad en agua la cual se reporta 1,25% en peso siendo un valor muy superior al que se da en los cementos de resina, por último, la respuesta pulpar es leve lo cual beneficia su biocompatibilidad en preparaciones profundas que involucren el complejo dentinopulpar (Phillips, 2013; Guzmán, 2013).

El cemento ionómero de vidrio se puede presentar convencional y modificado con resina, el cemento ionómero de vidrio convencional tiene un componente en el polvo de vidrio de fluoraluminosilicato y el líquido está compuesto por ácido poliacrílico, ácido carboxílico y

agua. Por otra parte, el ionómero de vidrio modificado con resina el polvo está compuesto por vidrio de fluoraluminosilicato iniciadores químicos y lúlmicos, y el líquido está compuesto por ácido poliacrílico, monómero de metacrilato soluble en agua y activadores (Phillips, 2013; Guzmán, 2013).

La reacción que presentan estos cementos para su polimerización es de tipo ácido base en los convencionales y los modificados con resina presentan una reacción tanto ácido base como de foto-polimerización (Phillips, 2013; Guzmán, 2013).

El cemento ionómero de vidrio se adhiere al diente por un mecanismo en el cual se da la quelación de los grupos carboxílicos de los poliácidos con el calcio de la apatita del esmalte y la dentina lo cual hace que la unión sea química y estable en el tiempo.

El mecanismo de acción es comparable con la del cemento de policarboxilato de zinc, se han reportado valores de adhesión más altos en esmalte que en dentina debido al mayor contenido de material inorgánico como el calcio de la apatita (Phillips, 2013; Guzmán, 2013).

Realizando una revisión en el tiempo el cemento mas actual y usado por la comunidad odontológica es el cemento resinoso el cual se define por el Glosario de Prostodoncia como cualquier material resinoso con químicos adhesivos incorporados, como MDP, 4-META.

Cuando se utilizan cementos adhesivos, se consideran 2 interfaces importantes: la primera se forma entre la dentina o esmalte y el cemento de resina y la segunda se encuentra entre el cemento de resina y la restauración. La fuerza de unión de estas interfaces debe ser optimizada porque la más débil determinará la fuerza de unión final de la restauración (Fuentes et al., 2013).

La propiedad principal que presentan los cementos adhesivos es su habilidad para unirse adecuadamente a diferentes sustratos restaurativos, adicional a esto reduce la sensibilidad posoperatoria, brinda adecuada estética y facilidad de manipulación (Souzaa et al., 2011; Cantoro, et al., 2008).

la resistencia al cizallamiento ha sido estudiada en los diferentes cementos adhesivos, encontrándose que para los cementos de resina de tipo autoadhesivo el rango está entre (8,6 MPa – 9,4 MPa) comparado con los cementos de resina de tipo auto-grabador el cual presenta un rango entre (10MPa – 15 MPa), por otra parte ha sido estudiada en cementos de resina de grabado total los cuales presentan un rango entre (11MPa - 13MPa). La resistencia a la compresión otra de las propiedades importantes en un cemento ha sido estudiada y se ha

encontrado que para los cementos de resina de tipo autoadhesivo el rango está entre (213 MPa – 275 MPa) comparado con los cementos de resina de tipo auto-grabador el cual presenta un rango entre (178 MPa – 278 MPa), por otra parte ha sido estudiada en cementos de resina de grabado total los cuales presentan un rango entre (246 MPa - 249MPa). Siendo superior los valores cuando se evaluaron a bajas temperaturas (Kumbuloglu et al.,2004; Kang et al., 2013).

La resistencia a la flexión se ha estudiado y se ha encontrado que para los cementos de resina de tipo autoadhesivo el rango esta entre (81MPa - 147MPa) comparado con los cementos de resina de tipo auto-grabador el cual presenta un rango entre (72 MPa - 132MPa), por otra parte ha sido estudiada en cementos de resina de grabado total los cuales presentan un rango entre (77MPa - 147MPa). Siendo superior los valores cuando se evaluaron a bajas temperaturas (Kumbuloglu et al.,2004; Kang et al.,2013).

La dureza se ha estudiado y encontrado que para los cementos de resina de tipo autoadhesivo el rango está entre (392 MPa - 559MPa), comparado con los cementos de resina de tipo auto-grabador el cual presenta un rango entre (315 MPa – 343 MPa), por otra parte ha sido estudiada en cementos de resina de grabado total los cuales presentan un rango entre (315 MPa – 340 MPa), siendo superior los valores para los de polimerización de tipo dual (Pilo et al., 2017; Kumbuloglu et al., 2004).

La solubilidad se ha estudiado y encontrado que para los cementos de resina de tipo autoadhesivo el rango esta entre (1.5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ -2.2 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$) comparado con los cementos de resina de tipo auto-grabador el cual presenta un rango entre (1.21 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ - 2.51 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), por otra parte ha sido estudiada en cementos de resina de grabado total los cuales presentan un rango entre (1.40 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ -2.91 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$) (Marghalani, 2012; Leal et al., 2016).

El espesor de película se ha estudiado y encontrado que para los cementos de resina de tipo autoadhesivo el rango esta entre (17 μm - 42 μm) comparado con los cementos de resina de tipo autograbador el cual presenta un rango entre (19 μm – 41 μm), por otra parte, ha sido estudiada en cementos de resina de grabado total los cuales presentan un rango entre (14 μm – 40 μm) (Sulamain et al, 2018; Chávez & Morales, 2014).

Los cementos autoadhesivos son estructuralmente similares a los cementos de resina convencionales, pero difieren en la química del monómero y en las reacciones. Estos contienen monómeros multifuncionales con grupos de ácido fosfórico que reaccionan

simultáneamente con sustrato de diente y con rellenos alcalinos para aumentar rápido el bajo pH del sistema. El agua es generada como un subproducto y reutilizada dentro de las reacciones de configuración para formar una cadena de polímero hidrofóbico. La eficacia de unión de los cementos autoadhesivos se puede atribuir también a su habilidad de interacción química con la hidroxiapatita de la dentina (De Angelis et al., 2011).

Los cementos de grabado total requieren el uso de ácido fosfórico. El grabado con este ácido crea microporosidades reticulares en el esmalte. Las resinas hidrófobas, aplicadas después del grabado del esmalte, penetran en estas microporosidades, generando una alta retención micromecánica (Duarte et al., 2008).

Los cementos auto grabadores presentan monómeros ácidos que no deben ser lavados después de su aplicación, que no se eliminan, sino que se incorporan al sistema restaurador. El pH de los monómeros de resina ácida puede variar, ocasionalmente siendo tan bajo como el del ácido fosfórico. La ionización de monómeros ácidos produce la desmineralización del diente (Duarte et al., 2008).

Los cementos de resina autoadhesivos tienen un mecanismo de adhesión permitido por la quelación de iones de calcio por los grupos ácidos, produciendo una unión química con la hidroxiapatita de la estructura dental. Esto es una interacción entre superficies y no involucra la formación de la capa híbrida o de tags de resina en los túbulos dentinales. Por otro lado, los cementos de resina convencionales involucran la aplicación previa de un sistema adhesivo para promover la formación de capa híbrida, permitiendo mejores uniones a la superficie dental (Rigolin et al., 2014).

Según los fabricantes, la adhesión entre los cementos autoadhesivos y el diente ocurren sin pre tratamiento, entendiendo el pre tratamiento como el proceso que se basa en el acondicionamiento de la superficie dental con monómero metacrilato, el cual contiene grupos de ácido fosfórico. Por otro lado, los cementos autoadhesivos promueven la desmineralización del sustrato dental mientras se impregna con moléculas adhesivas. Además, los cementos autoadhesivos están formados de ácidos débiles que reducen la capacidad de acondicionamiento y la fuerza de adhesión al esmalte debido al alto contenido inorgánico de este tejido. Cuando la superficie prismática del esmalte esta parcialmente disuelta por el ácido, los espacios inter-prismáticos aumentan de tamaño, permitiendo a los monómeros de resina difundirse a través de los vacíos (Benetti et al., 2011).

La hibridación intra e inter prismática son los responsables de pegar los cementos a la superficie del esmalte, en contraste con la presencia de tags de resina formados cuando el esmalte se graba. Según un estudio realizado en el 2011 por Bentti, et al, la superficie dental tratado con ácido y adhesivo promueven una fuerza de unión mayor a los cementos resinosos cuando se comparan con las superficies no tratadas, está afirmación coincide con lo establecido en diversos estudios anteriores (Benetti et al., 2011).

Los sistemas adhesivos tradicionales promueven la adhesión creando una capa híbrida en la superficie dental grabada (ácido/adhesivo) a través de la infiltración de un primer en el sustrato acondicionado. Los cementos de resina autoadhesivos, recientemente introducidos, están aumentando en popularidad, contienen ambos adhesivo y cemento en una sola fórmula, promoviendo simultáneamente una desmineralización y penetración sin la necesidad del grabado ácido (Benetti et al., 2011).

Diferentes cementos autoadhesivos varían en su composición y en sus propiedades físicas. Existen pocos estudios que comparan los diferentes cementos de resina autoadhesivos empleados para cementar composite y porcelana. En un estudio, cuyo objetivo era comparar la fuerza de unión microtensile de la resina y de la cerámica indirecta cementadas a la dentina usando 3 diferentes autoadhesivos, un grabador y un sistema de cemento autograbados, concluyeron que la mejor unión o adhesión se logró con el grabado tradicional y los sistemas autoadhesivos. Por lo que, los agentes cementantes autoadhesivos se pueden considerar un grupo heterogéneo de cementos de resina con diferentes sustanciales entre ellos en cuanto al tiempo de la reacción, composición química y ph (Benetti et al., 2011).

Actualmente la industria de los materiales dentales a buscado complementar los beneficios de los diferentes cementos anteriores buscando llegar a un cemento ideal el cual presente propiedades bioactivas de los cementos de aluminato de calcio y de silicato de calcio y la resistencia de los ionomeros de vidrio y cementos resinosos , dando a conocer cementos bioactivos modernos como el ceramir y el theracem los cuales ayudan sustancialmente al clínico para el desarrollo de una odontología mas predecible.

El cemento biocerámico CERAMIR® C&B (Uppsala, Suiza) consta de fosfato de calcio, aluminato de calcio, silicato de calcio y agua.–el aluminato de calcio es un material biocompatible derivados de cementos naturales con características favorables entre ellas la alta resistencia compresiva, resistencia a la corrosión, capacidad de estimular la formación

de hidroxiapatita en el diente lo cual lleva a unión química entre el diente y el cemento, buena resistencia adhesiva y capacidad de cerrar brechas marginales lo cual es de vital importancia en la prevención de fracasos por caries secundarias, contaminación bacteriana y afecciones pulpares dadas por desadaptaciones en la interface diente-restauración (Jefferies et al ., 2013; Parreira et al., 2016).

El cemento de aluminato de calcio presenta una solución hidratante como el agua, presenta un fraguado rápido con un pH alcalino entre 11 a 12,5 y forma subproductos como la katoita y gibbsita. La reacción química de estos cementos lleva a la formación de iones de calcio, hidroxilo de aluminio e hidroxilos (Engqvist et al .,2004).

La fase de ionómero de vidrio presenta dos componentes, el ácido poliacrílico y el vidrio reactivo, el cual en presencia de agua permite la reacción del mismo. La presencia de este ácido poliacrílico lleva a que el pH del cemento CERAMIR sea inicialmente bajo y se estabilice en el tiempo, llegando a ser alcalino en el tiempo. El componente ionomérico le concede al cemento CERAMIR propiedades adhesivas a la estructura dental, a los metales y propiedades de resistencia mecánica iniciales, por otra parte el componente de aluminato de calcio le concede resistencia en el largo plazo al volverse estable formando apatita y uniéndose químicamente con el diente de manera prolongada en el tiempo (Jefferies et al ., 2015; Jefferies et al ., 2013; Jefferies et al ., 2012).

El cemento CERAMIR está indicado en la cementación definitiva de prótesis parciales fijas, coronas, inlays, onlays en materiales como el oro, metales bases, zirconio y cerámicas reforzadas con alúmina idealmente. La gran mayoría de estas restauraciones presentan discrepancias a nivel marginal las cuales conllevan a complicaciones en el corto o largo plazo y a disminución en la longevidad de las restauraciones. El Cemento CERAMIR tiene la capacidad de cerrar brechas marginales derivadas de la desadaptación, mejorando el pronóstico de las restauraciones y haciéndolas mucho más predecibles en el tiempo, para que se dé el cierre de estas brechas marginales se hace necesario la formación de apatita en el lugar del defecto y esto se da en presencia de niveles fisiológicos de fosfato presente en la saliva (Jefferies et al ., 2015; Jefferies et al ., 2013; Jefferies et al ., 2012).

Se observó en un estudio el cierre de brechas marginales entre 50 y 120µm en un tiempo aproximado de 1 mes al igual que se observó en el cemento de fosfato tricálcico MTA, adicionalmente su pH alcalino previene la colonización y proliferación bacteriana que puede

llegar a afectar el complejo dentino pulpar llevando a complicaciones que comprometen la longevidad de las restauraciones realizadas y el pronóstico del diente mismo (Jefferies et al ., 2015; Jefferies et al ., 2013; Jefferies et al ., 2012).

En las propiedades que se le exige a todo cemento cementante se encuentran la biocompatibilidad, la resistencia adhesiva, la resistencia a la compresión, el grosor de película, el tiempo de fraguado y la facilidad de manipulación por parte del clínico (Jefferies et al ., 2015; Jefferies et al ., 2013; Jefferies et al ., 2012).

El cemento CERAMIR cumple satisfactoriamente con cada una de estas propiedades lo que lo hace un cementante ideal, a nivel de biocompatibilidad se reportó que el cemento no indujo mutaciones genéticas, adicional a esto se le realizaron pruebas de citotoxicidad in vitro donde se pudo observar de ninguna a ligera citotoxicidad siendo esta una respuesta aceptable , el cemento no presentó irritación en las mucosas siendo esto un factor de importancia en la prevención de patologías periodontales derivadas de los diferentes cementos que se utilizan actualmente, a nivel pulpar se reportó ausencia de inflamación pulpar en tiempos de observación entre 30 y 85 días luego de realizar cementación de incrustaciones en dentina (Jefferies et al ., 2015; Jefferies et al ., 2013; Jefferies et al ., 2012).

Una de las propiedades que más se le exige a un cemento cementante es la resistencia adhesiva, el CERAMIR presenta excelente resistencia adhesiva y retención con valores equivalentes a un cemento resinoso autoadhesivo como el Relyx Unicem y superior a la resistencia adhesiva de los cementos ionomeros de vidrio convencionales y modificados con resina, presenta excelente resistencia adhesiva en uniones a aleaciones de oro-paladio, zirconio y estructuras de prótesis metal-porcelana. En estudios realizados a 6 meses, 1 año, 2 años y 3 años de observación se reportó 100% de retención de las restauraciones sin ninguna des cementación, dando muestra de su buen nivel de resistencia adhesiva (Jefferies et al ., 2015; Jefferies et al ., 2013; Jefferies et al ., 2012).

A nivel de sensibilidad postoperatoria se observó en los primeros días de cementado la restauración, pero no fue asociado propiamente al cemento sino a las diferentes agresiones que recibe el complejo dentino pulpar a la hora de realizar las restauraciones protésicas, con el transcurso del tiempo se pudo observar como disminuyó la sensibilidad hasta llegar al punto de no presentarla (Jefferies et al ., 2015; Jefferies et al ., 2013; Jefferies et al ., 2012).

La formación de hidroxiapatita es por el plus de este cemento , se observa aposición de apatita desde los 7 días, lo cual genera una protección de la interfaz diente-cemento-restauración esto se da por ciertos mecanismos como la precipitación de nano cristales a partir de una solución a base de agua que humedece el diente y genera uniones químicas y mecánicas, adicionalmente el componente de ionómero de vidrio tiene la capacidad de establecer enlaces iónicos con el calcio de la estructura dental lo que genera cementaciones predecibles y con altas tasas de éxito (Jefferies et al ., 2015; Jefferies et al ., 2013; Jefferies et al ., 2012).

La adhesión es un estado en el que dos superficies se mantienen juntas por fuerzas químicas o físicas o ambas con la ayuda de un adhesivo.

Uno de los principales problemas en la adhesión es la microfiltración la cual se define como el paso de sustancias como saliva, iones , compuestos , subproductos bacterianos entre la pared de la cavidad y el material restaurador lo cual puede llevar al fracaso de la interfaz y la restauración (Fuentes et al., 2013).

En la unión entre las restauraciones y la estructura dental se deben de considerar dos interfaces, una entre la dentina y el cemento y otra entre el cemento y la restauración. La efectividad de la unión entre la dentina y las restauraciones puede depender del tratamiento de superficie que se le realice a la restauración. La resistencia adhesiva de los cementos de resina autoadhesivos con la dentina se reporta en un rango entre 12.5 MPa a 15.3. Siendo está más alta en casos donde la superficie de la restauración es tratada con silano y adhesivo. Los cementos de grabado total presentan una resistencia adhesiva con dentina de 27.1MPa a 24.8MPa, presentando más alta cuando no se realiza ninguna preparación en la superficie de la restauración. Por otro lado, los cementos auto-grabadores presentan un rango entre 15.28 a 23.45 en cuanto a la resistencia adhesiva (Fuentes et al., 2013).

La resistencia adhesiva se ha evaluado en los diferentes materiales cerámicos que se utilizan para las restauraciones intra y extra coronales como el disilicato de litio y la zirconia , los cuales son materiales muy utilizados en la actualidad.

Las vitrocerámicas de disilicato de litio presentan una microestructura que se compone de dos componentes: sílice, que sirve como matriz de vidrio, y óxido de litio (Li_2O), que sirve como un flujo para disminuir la temperatura creciente de la matriz de vidrio que se eleva

aproximadamente a 2000 ° C desde 1100 ° C (Passia et al., 2015; Murthy et al., 2014; Piwowarczyk., 2004).

La adhesión a las vitrocerámicas a base de sílice se puede lograr a través de enclavamiento micromecánico y unión química, el primer método requiere realizar una rugosidad de la superficies, seguido a esto se debe limpiar la superficie, esta rugosidad se logra mediante un tratamiento de la superficie el cual se puede realizar con ácido fluorhídrico o soluciones de bifluoruro de amonio, el mecanismo de acción de este grabado ácido es la eliminación selectiva de la matriz vitrea para exponer su estructura cristalina. Las cerámicas feldespáticas requieren un grabado con ácido fluorhídrico `durante 60 segundos; en disilicato de litio, se debe reducir a 20 segundos para evitar debilitar la interfaz de unión. Seguido a esto, es necesario un cebador que contenga silano cuando el grupo silanol del silano se une a un grupo hidroxilo de la superficie del silicato. Este pretratamiento crea un vínculo que se mantiene estable incluso después del almacenamiento de agua y el ciclo térmico (Passia et al., 2015; Murthy et al., 2014; Piwowarczyk., 2004).

Hatice Özdemir y Lütfü Ihsan Aladağ usaron diferentes métodos para tratar la superficie de estas vitrocerámicas, el primer método utilizado fue el grabado ácido con ácido fluorhídrico al 9,5% durante 120 segundos, este tratamiento dió una fuerza de unión de 24,82 MPa a los cementos resinosos. Otro método estudiado fue un arenado con óxido de aluminio de 50µm que dió como resultado una fuerza de unión de 19.89 MPa a los cementos, se usó un arenado de óxido de aluminio recubierto con partículas de sílice de 30µm, la fuerza de unión de este procedimiento fue de 28.73MPa a los cementos. Se utilizó un método con un láser de YAG que la fuerza de unión fue de 15,65 MPa a los cemento y el último método utilizado fue con un láser Nd, este presentó una fuerza de unión 13.83 MPa a los cementos. Al observar los diferentes métodos se concluyó que el método de ácido fluoridrico era eficaz para realizar una cementación de disilicato con un cemento resinoso (Passia et al., 2015; Murthy et al., 2014; Piwowarczyk., 2004).

Andree Piwowarczyk et al., reporta la fuerza de unión de los ionómeros de vidrio y el disilicato está alrededor de 2-5 MPa. Adicionalmente entre los cementos resinosos podemos encontrar cementos de grabado total los cuales pueden variar su fuerza de unión si se realiza un curado de auto o dual, este cemento al realizar el auto curado presenta una fuerza de unión de 5 MPa pero al realizar un curado dual podemos observar que la fuerza de unión

aumenta 15 MPa. La fuerza de unión para los auto-grabadores también se ve afectada por el curado del cemento, se ha reportado que los de autocurado tienen una fuerza de unión entre 4-5MPa y para los de curado dual encontramos una fuerza de unión entre 7-14MPa ya para terminar tenemos los cementos autoadhesivos los cuales presentan una fuerza de unión en autocurado de 3 MPa y de curado dual de 14MPa (Passia et al., 2015; Murthy et al., 2014; Piwowarczyk., 2004).

La adhesión al zirconio desde sus inicios ha sido controversial y de difícil manejo, las restauraciones cerámicas se someten a tratamientos de superficie para mejorar la resistencia adhesiva , lamentablemente el zirconio no se ve afectado por el grabado de la superficie debido a su alta dureza, ausencia de matriz vítrea y alta cristalinidad llevando a una baja adhesión con cementos de resina (Tzanakakis et al., 2016).

Existen otros tratamientos de superficie como la abrasión con partículas de aire aumentan la rugosidad de la superficie del zirconio llevando a incrementar el área de contacto total y la retención mecánica , se realiza con alumina de 23 a 250 μm , presión de 0,05 MPa a 0,45 MPa a distancias entre 5 a 20 mm con tiempos entre los 5 a 30 segundos. Las diferentes variables en este tipo de tratamiento no aumenta significativamente la resistencia adhesiva, la literatura nos muestra valores de resistencia adhesiva con arenado de 22.4 MPa a 29 Mpa , en comparación a cuando no se realizó tratamiento donde el valor de resistencia adhesiva fue de 7.9 MPa a 14 MPa, preocupa la creación de microgrietas superficiales y cambios de fase de tetragonal a monoclínica lo cual lleva a la reducción de las propiedades mecánicas del zirconio (Tzanakakis et al., 2016).

También se ha utilizado la incorporación de vidrio de sílice junto a la alumina para el arenado buscando impactar el zirconio y mejorar la unión a los cementos de resina que contienen moléculas de MDP, esta técnica junto con la silanización produce mejores niveles de resistencia adhesivas, en el caso de este tratamiento se han reportado aumentos en la resistencia adhesiva con valores entre 50,1MPa a 52,2 MPa (Tzanakakis et al., 2016).

Se han reportado factores que influyen en la unión química como la aplicación de silanos los cuales tienen la capacidad de aumentar la humectación de la superficie inorgánica lo que lleva a un incremento de la humectación del cemento a través de la superficie de la restauración y mejora la retención micromecánica. Los silanos reaccionan con el zirconio formando enlaces

Si-O-Zr , lo cual aumenta la resistencia adhesiva de los cementos de resina con moléculas de MDP (Tzanakakis et al., 2016).

La imprimación metálica es fácil de usar y muestran resultados óptimos en el aumento de la resistencia adhesiva en combinación con otros métodos como el arenado, la impactación de partículas de sílice y, se ha observado mayor fuerza de unión en los cementos con MDP que en los cementos que no lo tienen, sin embargo, la unión de las partículas de MDP con el zirconio son inestables en el tiempo (Tzanakakis et al., 2016).

En pruebas de termociclado y envejecimiento se ha observado que se reducen significativamente los valores de resistencia adhesiva inicial cuando se realizan pruebas de tracción, cizallamiento, se recomienda evitar la contaminación de la superficie de unión de las cerámicas para mejorar los niveles de resistencia adhesiva, estas se pueden ver alteradas por saliva, sangre, yeso residual, pastas de pulido, para limpiar la superficie cerámica se han reportado en la literatura métodos para eliminar estos contaminantes como limpieza con mezcla de polvo de zirconio e hidróxido de sodio (Tzanakakis et al., 2016).

Los evidencia muestra que los cementos resinosos que contienen MDP y el uso de primers metálicos con MDP mostraron la mayor resistencia adhesiva a largo plazo (Tzanakakis et al., 2016).

La casa comercial Bisco más recientemente lanzó al mercado el THERACEM® (California, USA) el cual es un cemento de resina autoadhesivo basado en silicato de calcio, por lo que es considerado un cemento bioactivo. Su base está compuesta de relleno de base de calcio, relleno de vidrio, dimetracrilatos, fluoruro de iterbio, sílice amorfa y un iniciador. Por otro lado, su catalizador está relleno de vidrio con sílice amorfo y 10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato. Este agente cementante se crea con la idea de mejorar la remineralización de la dentina y reducir caries recurrente, la cual se considera la razón más importante del fracaso de las restauraciones indirectas cementadas. (Chen et al, 2018)

Se utiliza para la cementación adhesiva de restauraciones indirectas como coronas, puentes, inlays, onlays y postes prefabricados de metal y no metal. Se ha reportado que su adhesión es grande con materiales como el circonio y disilicato de litio. Cuando se utiliza como agente cementante de restauraciones indirectas tiene la capacidad de cerrar brechas marginales debido a su liberación constante de calcio, produciendo la formación de hidroxiapatita y cerrando de esta forma "gaps" entre la restauración y el diente preparado, disminuyendo el

fracaso de las restauraciones porque de esta manera, evita la microfiltración bacteriana que produce caries secundaria. (Chen et al, 2018)

Se considera que el cemento bioactivo a base de silicato de calcio, THERACEM, tiene propiedades para la cementación exitosa a largo plazo de restauraciones indirectas. Su pH se considera favorable debido a que sufre una alcalinización, es decir, se reporta un pH inicial ácido de 4.0 el cual aumenta rápidamente a 8.0 y posteriormente se mantiene estable a 9.0. Comparado esto con UniCem 2 y FujiCEM2, los cuales también muestran aumentos del pH con el tiempo, pero en un tiempo mucho mayor que el THERACEM y se mantienen ácidos después de la polimerización. UniCEM 2 tiene un pH inicial de 3.0 y se estabiliza en 5.0. FujiCEM 2 aumento su pH de 2 a 3.5, siendo el más ácido de todos. Esta alcalinización del pH del cemento THERACEM se considera importante para la protección pulpar, evita la irritación pulpar después de la cementación, disminuyendo de esta forma la sensibilidad pos operatoria. Por otro lado, su pH ácido inicial le confiere propiedades para la adhesión a la estructura dental. (Chen et al, 2018)

El cemento THERACEM tiene actividad antimicrobiana, muestra zonas de inhibición bacteriana claras más grandes que las que se aprecian con el uso del cemento FujiCEM2, a diferencia del UniCEM2 el cual no presenta esta propiedad tan marcada. (Chen et al, 2018)

La liberación de calcio es una de las propiedades más importantes que tiene este cemento bioactivo, y la cual le confiere superioridad sobre otros cementos. THERACEM tiene la capacidad de liberar calcio de forma continua una vez que está estabilizado. En un estudio, se muestra que la liberación de calcio es mayor en un medio ácido, se estudió por 56 días, reportando valores de $5.3 \mu\text{g}/\text{Ca} / \text{cm}^2$ hasta $9.0 \mu\text{g}/\text{Ca} / \text{cm}^2$, conforme pasaron los días se fue aumentando la liberación de calcio. (Chen et al, 2018)

El nuevo cemento autadhesivo de resina basado en silicato de calcio, THERACEM, contiene monómeros ácidos y silicato de calcio alcalino, por lo que tiene un pH ácido inicial debido a los monómeros ácidos, lo cual le permite unirse a la estructura dental y los sustratos de óxidos de metal. Pero este pH ácido se va neutralizando despacio debido a su componente, el silicato de calcio alcalino, hasta que el pH del cemento se convierte en alcalino, esta alcalinización es importante para reducir o prevenir la formación de caries secundaria y para reducir la irritación pulpar después de la cementación. El silicato de calcio además de dar esta alcalinización, también, tiene la capacidad de liberar calcio. Los materiales dentales

basados en silicato de calcio son los únicos materiales que tienen una liberación continua de calcio cuando están en contacto con la humedad. La liberación de calcio es favorable para la formación de hidroxiapatita, con lo cual se cierran las brechas marginales y se evita la microfiltración, previniendo de esta manera la formación de caries secundaria. (Chen et al, 2018)

La resistencia adhesiva es una de las propiedades más importantes que debe tener un agente cementante. El cemento THERACEM presenta una excelente resistencia adhesiva con diversos materiales, principalmente con aquellos que no requieren grabado ácido o tratamiento de la superficie, como coronas, puentes, inlays, onlays y postes prefabricados de metal y no metal. Con el disilicato de litio presenta una adhesión de 34.5MPa, y con zirconio se reporta de 26.8MPa. (Gleave et al., 2016; Chen et al, 2017).

THERACEM muestra la mayor fuerza adhesiva y FujiCEM la más débil. En comparación con UniCEM 2, este último fue menor en un 35% y FujiCEM 2 fue menor en 45%, ambos con respecto a THERACEM. En este estudio donde compararon la resistencia adhesiva de 3 cementos, THERACEM, FujiCEM 2 y UniCEM y sus modos de falla, la resistencia de estos cementos adhesivos se evaluó sobre zirconio, utilizando el método de la ISO 29022.2013. Se realizaron discos de zirconio estabilizado con itrio, los cuales se pulieron con siliconas por 15 segundos de forma manual y sumergidos en agua. Luego la superficie de zirconio se trató con microabrasión a 0.3MPa por 5 segundos con partículas de alumina de 50µg. El área adhesiva era de 4.5mm² y se colocó el cemento sobre esta superficie de zirconio previamente preparada con microarenado, se dejó polimerizar por 15 minutos a una temperatura de 37°C. Unas muestras se guardaron en solución ácida láctica y otras en agua por 7 días y posteriormente se sometieron a la máquina universal ejerciéndoles fuerza hasta ocasionar la falla. Se evaluó en microscopio los especímenes para establecer el modo de falla de cada uno, clasificando los tipos de fallas en fallas adhesivas, las cuales se presentan entre el cemento y el zirconio, falla cohesiva que se da por falla del cemento y la falla mixta. Los fracasos de las muestras cementadas con THERACEM tuvieron una falla de fractura mixta, los de UniCEM 2 tuvieron fallas adhesivas en su mayoría y las fallas de FujiCEM 2 fueron adhesivas y mixtas. Las imágenes microscópicas de la interfase de cemento de los especímenes que tuvieron fractura muestran una falla cohesiva cuando se realizó la prueba de THERACEM en ambos almacenamientos, agua y ácido. Las pruebas de UniCEM 2 en agua

mostraron en su mayoría fallas adhesivas sin degradación marginal, mientras que las muestras en ácido si mostraron degradación marginal. FujiCEM2 en agua, mostraron cracks o fracturas en los especímenes, lo cual no es usual, por otro lado, FujiCEM 2 en ácido mostró degradación marginal. (Chen et al, 2018)

El grupo control que se utilizará será el RELYX™ ULTIMATE (Minnesota, USA), el cual se aplicará con previú adhesivo universal SINGLE BOND™ UNIVERSAL de 3M ESPE (Minnesota, USA)El RELYX™ ULTIMATE, está formado de de una pasta base de Monomero de metacrilato, Radiopacador, silano, iniciador, estabilizador, aditivos reologicos y una pasta catalizadora de Monomero de metacrilato, Radiopacador, inhibidor, estabilizador, pigmentos, aditivos reologicos, tinte fluorescente, activador oscuro de adhesivo. Y el SINGLE BOND™ UNIVERSAL esta formado por MDP Fosfato Monómero Dimetacrilato resinas HEMA Vitrebond™ Copolímero de relleno Etanol Agua Iniciador, Silano

Cuando se piensa en realizar estudios que evalúan la resistencia adhesiva se deben tener ciertas consideraciones, entre las cuales se ha reportado el muestreo, es ideal tener material suficiente para todas las pruebas planificadas y los materiales adhesivos y restauradores deben ser del mismo lote.

En la norma ISO/TS 11405 y los diferentes estudios reportados se realizan pruebas para la medición de la resistencia adhesiva entre ellas la resistencia a la tracción, pruebas de medición de espacios para la adhesión a dentina, pruebas de microfiltración y pruebas de uso clínico, se han descrito parámetros de calidad para realizar la selección, el almacenamiento y el manejo del sustrato dental en las diferentes pruebas.

La resistencia adhesiva de un material se mide en unidades de fuerza normalmente en newton, sin embargo, se hace necesario convertir esta medida en unidades de esfuerzo, como lo son los megapascales, los cuales son fuerza por unidad de área. Adicionalmente a esto, el instrumento con el que se evalúen las muestras tiene ciertos requisitos básicos como la capacidad de montar el diente en el aparato y la máquina universal de prueba sin aplicación de carga, construcción rígida para evitar deformación elástica y en ensayos de tracción capacidad de generar tracción unidireccional y capacidad de alinear la muestra para evitar generación de esfuerzos con distribuciones desiguales durante la carga.

Se recomienda el uso de premolares y molares permanentes humanos y en el caso de que se realicen muestras de bovinos incisivos mandibulares. Es ideal medir la fuerza de adhesión a dentina humana superficial lo más cercano al esmalte para lograr resultados más estables, por otra parte se recomienda que la edad de los pacientes este entre los 16 a 40 años de edad idealmente para la conservación de propiedades de la dentina y evitar variaciones inherentes a la muestra.

El tiempo de extracción también se considera de importancia debido a que puede influir con la fuerza de adhesión de manera que se recomienda realizar las pruebas en el primer mes de realizada la extracción y se ha reportado que después de 6 meses los dientes sufren cambios degenerativos en la proteína dentinaria, lo cual lleva a variación en la fuerza de unión. Así mismo la condición de los dientes debe ser óptima, idealmente libres de caries y sin restaurar, aunque se admiten restauraciones pequeñas que no estén en el área de prueba de adhesión, dientes con tratamiento de conducto no deben utilizarse debido al cambio de las propiedades físico-mecánicas de la dentina del diente tratado endodónticamente. Una vez realizada la extracción de los dientes es recomendable lavarlos minuciosamente con agua y eliminar la sangre y el tejido adherente, en el caso de dientes de bovinos deben limpiarse y colocarse en agua destilada o en solución de cloramina-trihidrato al 10% por máximo una semana y posteriormente almacenarse en agua destilada a 4 °C para minimizar el deterioro de la muestra y obtener resultados más predecibles y cercanos a la realidad.

La superficie dental a trabajar requiere una preparación, es necesario que la superficie sea plana, reproducible y estándar, es ideal mantener la superficie húmeda dado que se ha reportado que la deshidratación dentinal genera cambios irreversibles en la matriz colágena dental y en la unión adhesiva misma.

Debido a que en los estudios realizados con la norma ISO/TS 11405 se ha observado que la falla de resistencia se produce entre el cemento y el diente, se ha planteado un nuevo método que permita evaluar específicamente la resistencia realmente entre el material cerámico y el cemento. Stefani et al, [2015] describe un método en el que se utilizan láminas rectangulares de circonio con medidas de 15mm de alto x 12mm de largo x 5mm de ancho, sobre los cuales se colocan cilindros de tygon con medidas de 3mm de diámetro y 2mm de grosor, colocando 3 cilindros en cada lámina de circonio y posteriormente, se llena el volumen de cada cilindro con cada uno de los materiales cementantes a evaluar. Para realizar la prueba de la

resistencia adhesiva, cada una de las láminas de ciconio se une a la máquina universal de prueba con un adhesivo de cianocrilato (super bonder, Loctite, Itapevi, Brazil) y se mide la fuerza de unión en la máquina de prueba universal (EZ Test; Shimadzu Corp., Tokyo, Japan), se realiza aplicando una fuerza de cizallamiento en la base del cilindro de cemento de resina por medio de un cable delgado de 0.20mm de diámetro a una velocidad de 0.5mm/min hasta tener una falla, posteriormente se examinan las muestras en un microscopio electrónico de barrido (SEM; VP-435, Leo, Cambridge, UK. La fuerza adhesiva se calcula y expresa en MPa (N/m²). La fuerza de la falla se obtiene en Kgf y se convierte en Newtons. El área cementada presenta un diámetro de 0.7mm y su radio se utiliza para calcular el área circular cementada con el cemento de resina. Este método ya ha sido utilizado para evaluar distintos agentes cementantes con circonio, como el cemento Multilink Automix, Clearfil SA, Telyx ARC (Stefani et al, 2015), Multink, Relyx Ultimate, Panavia (Rios et al, 2017), Panavia, Clearfil, Relyx Ultimate (De Souza et al, 2013), Panavia, Relyx Ultimate, Clearfi, Duo-Link (Zhao et al, 2016), Panavia, Multilink, Relyx Ultimate (Passia et al 2016).

Tabla 1. Normas técnicas para la evaluación de la resistencia adhesiva. Datos y diseño de tabla por Arango et al.,2020

Normas	Variable evaluada	Material	Autores
ISO 29022	Resistencia adhesiva	Cemento resinoso adherido a sustrato dental.	(Fuentes et al., 2006)
		Cemento resinoso adherido a disilicato de litio	(Passia et al., 2015)
		Cementos resinosos y ionomero de vidrio adherido a cerámicas vitroceramicas y policristalinas.	(Piwowarczyk., 2004).
		Cementos resinosos adheridos al circonio	(Tzanakakis et al., 2016).
ISO -682, 2008		Cemento resinoso adherido a circonio	(Murthy et al., 2014)
ISO 9917: 2003	Cemento bioactivo y cemento de ionómero de vidrio y cemento resinoso adherido a cerámica feldespatica.	(Jefferies et al., 2013; Parreira et al., 2016).	

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Descripción del problema

En la actualidad se utilizan distintos tipos de agentes cementantes para la cementación de las restauraciones libre de metal tales como cementos de resina de grabado total, auto-grabadores y autoadhesivos (De Angelis et al., 2011).

Entre las propiedades que estos cementos deben tener se consideran propiedades biológicas y físicas. Las propiedades biológicas principales son la biocompatibilidad con los tejidos orales y la función antibacteriana para que pueda prevenir o retardar la formación de caries e inhibir la formación de placa. Entre las propiedades físico-mecánicas se encuentra la resistencia al cizallamiento, la resistencia a la compresión, la resistencia a la flexión, la dureza, la viscosidad, la solubilidad, el espesor de película y la resistencia a la adhesión. La resistencia al cizallamiento evalúa la carga necesaria para producir una fractura de la interfase de unión entre dos materiales cuando se aplican fuerzas paralelas en sentido contrario. La resistencia a la compresión evalúa la carga necesaria para producir la fractura de un material cuando se aplican cargas en sentido vertical que buscan comprimirlo. La resistencia a la flexión evalúa el límite de deformación de un material antes de sufrir la fractura. La dureza es la propiedad que evalúa la resistencia a la indentación permanente de un material. La viscosidad evalúa la resistencia de un fluido a fluir, una viscosidad menor permite mejor fluidez, esta característica permite buena humectabilidad de los sustratos a adherir. La solubilidad se define como la medida del grado en que el material cementante se disuelve en el medio oral. El espesor de película es el mínimo de grosor que debe tener el cemento para tener buen comportamiento mecánico y soportar las cargas funcionales (Kumbuloglu et al., 2004; Kang et al., 2013; Pilo et al., 2017; Marghalani, 2012; Leal et al., 2016; Sulamain et al., 2018; Chávez & Morales, 2014).

Actualmente se proponen unos nuevos cementos bioactivos, los cuales cumplen con las propiedades mencionadas anteriormente de un cemento ideal y presentan un beneficio adicional sobre los cementos convencionales que se han utilizado, tienen la capacidad de cerrar brechas marginales derivadas de la desadaptación, mejorando el pronóstico de las restauraciones y haciéndolas mucho más predecibles en el tiempo, para que se dé el cierre de estas brechas marginales se da una formación de apatita en el lugar del defecto. Con el

cierre de estas brechas marginales, se evita la filtración marginal que conlleva a la formación de caries secundaria, lo cual es una de las principales razones de pérdida de restauraciones fijas (Jefferies et al., 2015; Jefferies et al., 2013; Jefferies et al., 2012).

El cemento CERAMIR cumple satisfactoriamente con cada una de estas propiedades, a nivel de biocompatibilidad se le realizaron pruebas de citotoxicidad in vitro donde se pudo observar de ninguna a ligera citotoxicidad y no presentó irritación en las mucosas y a nivel pulpar se reportó ausencia de inflamación pulpar, presentando sensibilidad posoperatoria durante los primeros días, sin embargo, esta se asoció con las agresiones en el diente y no propiamente por el cemento, y disminuyó hasta desaparecer (Jefferies et al., 2015; Jefferies et al., 2013; Jefferies et al., 2012).

El cemento THERACEM también cumple con las propiedades de agente cementante descritas anteriormente, es un cemento de resina autoadhesivo de curado dual, que libera calcio y fluor, y su conversión de un pH ácido a alcalino en pocos minutos le da las características principales de biocompatibilidad y baja o nula sensibilidad posoperatoria e inicialmente confiere la posibilidad de unión a la estructura dental por su pH inicial ácido. Adicional a esto es de fácil manipulación y limpieza, lo que facilita la remoción de excesos de cemento, evitando irritación de los tejidos periodontales. (Gleave et al., 2016; Chen et al., 2017) (Chen et al., 2018).

Una de las propiedades esenciales que debe tener un cemento es la resistencia adhesiva, se define como un estado en el que dos superficies se mantienen juntas por fuerzas químicas o físicas o ambas con la ayuda de un adhesivo. En la unión entre las restauraciones y la estructura dental se deben de considerar dos interfaces, una entre la dentina y el cemento y otra entre el cemento y la restauración (De Angelis et al., 2011; Duarte et al., 2008; Escribano & de la Macorra, 2006; Makkar & Malhotra, 2013; Marques-Melo et al., 2010; Vaz et al., 2012; Parra et al., 2012).

Para generar adhesión con los cementos de grabado total es necesario un sistema grabador compuesto de ácido fosfórico seguido por un agente adhesivo. Este cemento, tiene una adecuada fuerza de adhesión, presentando mejor retención y propiedades mecánicas superiores al compararlos con cementos resinosos autoadhesivos y autograbadores. Al tener altos niveles de resistencia de unión son cementos que evitan satisfactoriamente la

microfiltración, sin embargo, son muy sensibles a la técnica y su colocación es más compleja (De Angelis et al., 2011; Duarte et al., 2008; Escribano & de la Macorra, 2006; Makkar & Malhotra, 2013; Marques-Melo et al., 2010; Vaz et al., 2012; Parra et al., 2012).

Los cementos autograbadores utilizan un primer ácido, el cual modifica la superficie dental antes de la adhesión, formando una unión entre el diente y la restauración. Esto también ayuda a disminuir la sensibilidad posoperatoria, sin embargo, se consideran inestables a través del tiempo, se han reportado fallas adhesivas de este cemento que conllevan a la microfiltración, por deficiencia de adhesión a dentina y esmalte, presentando una mejor unión a dentina (De Angelis et al., 2011; Duarte et al., 2008; Escribano & de la Macorra, 2006; Makkar & Malhotra, 2013; Marques-Melo et al., 2010; Vaz et al., 2012; Parra et al., 2012).

Los cementos autoadhesivos no necesitan ningún pretratamiento de la superficie dental y se aplica en un solo paso clínico, disminuyendo la sensibilidad de la técnica, esto representa un menor riesgo de contaminación al momento de la cementación. Presentan gran habilidad para unirse a la estructura dental, brindando también alta estética y colaborando a disminuir la sensibilidad posoperatoria. (De Angelis et al., 2011; Souza et al., 2011; Cantoro, et al., 2008).

Entre estos cementos se puede mencionar el Relyx Ultimate, de la casa comercial 3M, el cual es un cemento autoadhesivo y tolerante a la humedad, reduce la sensibilidad posoperatoria y es indicado para utilizar en circonio debido a que presenta MDP. Su composición de base de una pasta base y una pasta catalizador. La pasta base esta formada por monómeros de metacrilato, rellenos de silano, un iniciador, un estabilizador, y aditivos reológicos, por otro lado la pasta catalizadora esta formada por monómeros de metacrilato, rellenos alcalinos, un iniciador, un estabilizador, pigmentos, y un activador. Este cemento es de polimerización dual, se debe de fotopolimerizar por 20s. Estudios afirman que cementos autoadhesivos como el Relyx Ultimate, que contienen la partícula de MDP, brindan mayor fuerza adhesiva al circonio que otros sistemas. (Stefani et al., 2015; Inokoshi et al., 2013)

La resistencia adhesiva de los cementos de resina autoadhesivos con la dentina se reporta en un rango entre 12.5 MPa a 15.3. Siendo está más alta en casos donde la superficie de la restauración es tratada con silano y adhesivo. Los cementos de grabado total presentan una resistencia adhesiva con dentina de 27.1MPa a 24.8MPa, presentando más alta cuando no se

realiza ninguna preparación en la superficie de la restauración. Por otro lado, los cementos auto-grabadores presentan un rango entre 15.28 a 23.45 en cuanto a la resistencia adhesiva (Fuentes et al., 2013).

El CERAMIR presenta excelente resistencia adhesiva y retención con valores equivalentes a un cemento resinoso autoadhesivo como el Relyx Unicem y superior a la resistencia adhesiva de los cementos ionomeros de vidrio convencionales y modificados con resina, presenta excelente resistencia adhesiva en uniones a aleaciones de oro-paladio, zirconio y estructuras de prótesis metal-porcelana. En estudios realizados a 6 meses, 1 año, 2 años y 3 años de observación se reportó 100% de retención de las restauraciones sin ninguna descementación (Jefferies et al., 2015; Jefferies et al., 2013; Jefferies et al., 2012).

El componente ionomérico le concede al cemento CERAMIR propiedades adhesivas a la estructura dental, a los metales y propiedades de resistencia mecánica iniciales, por otra parte, el componente de aluminato de calcio le concede resistencia en el largo plazo al volverse estable formando apatita y uniéndose químicamente con el diente de manera prolongada en el tiempo (Jefferies et al., 2015; Jefferies et al., 2013; Jefferies et al., 2012).

El cemento THERACEM® (California, USA) presenta una excelente resistencia adhesiva con diversos materiales, principalmente con aquellos que no requieren grabado ácido o tratamiento de la superficie, como coronas, puentes, inlays, onlays y postes prefabricados de metal y no metal. Con el disilicato de litio presenta una adhesión de 34.5MPa, y con zirconio se reporta de 26.8MPa. En el 2018 en un estudio realizado por Chen et al, se compara la resistencia adhesiva del THERACEM® (California, USA) con dos cementos más, UniCEM 2 y FujiCEM 2, entre estos el que mostró mejor resistencia adhesiva fue el THERACEM® (California, USA), sin embargo, las fallas que se encontraron en estas muestras fueron de tipo cohesivo, es decir, fallas en el mismo cemento. (Gleave et al., 2016; Chen et al, 2017) (Chen et al, 2018).

La adhesión a las vitrocerámicas a base de sílice se puede lograr a través de enclavamiento micromecánico y por medio de la unión química. Para lograr el enclavamiento mecánico adecuado se requiere realizar una rugosidad de la superficies mediante el ácido fluorhídrico o soluciones de bifluoruro de amonio, con este grabado ácido se logra la eliminación selectiva de la matriz vitrea, exponiendo así la estructura cristalina. Las cerámicas de disilicato de litio

requieren un grabado con ácido fluorhídrico, durante 20 segundos. Seguido a esto, es necesario un cebador que contenga silano cuando el grupo silanol del silano se une a un grupo hidroxilo de la superficie del silicato (Passia et al., 2015; Murthy et al., 2014; Piwowarczyk., 2004).

Se reporta la fuerza de unión de los ionómeros de vidrio y el disilicato alrededor de 2-5 MPa. Adicionalmente entre los cementos resinosos se pueden encontrar cementos de grabado total los cuales pueden variar su fuerza de unión si se realiza un curado de auto o dual, al realizar el auto curado presenta una fuerza de unión de 5 MPa pero al realizar un curado dual se observa que la fuerza de unión aumenta a 15 MPa. La fuerza de unión para los auto-grabadores también se ve afectada por el curado del cemento, se ha reportado que los de autocurado tienen una fuerza de unión entre 4-5MPa y para los de curado dual entre 7-14Mpa. Los cementos autoadhesivos presentan una fuerza de unión en autocurado de 3 MPa y de curado dual de 14MPa (Passia et al., 2015; Murthy et al., 2014; Piwowarczyk., 2004).

Por otro lado, el zirconio no se ve afectado por el grabado de la superficie debido a su alta dureza, ausencia de matriz vítrea y alta cristalinidad llevando a una baja adhesión con cementos de resina. Existen otros tratamientos de superficie como la abrasión con partículas de aire que aumentan la rugosidad de la superficie del zirconio llevando a incrementar el área de contacto total y la retención mecánica, se realiza con alumina de 23 a 250 μm , presión de 0,05 MPa a 0,45 MPa a distancias entre 5 a 20 mm con tiempos entre los 5 a 30 segundos. La literatura muestra valores de resistencia adhesiva con arenado de 22.4 MPa a 29 Mpa, en comparación a cuando no se realizó tratamiento de la superficie, donde el valor de resistencia adhesiva fue de 7.9 MPa a 14 MPa (Tzanakakis et al., 2016).

También se ha utilizado la incorporación de vidrio de sílice junto a la alumina para el arenado buscando impactar el zirconio y mejorar la unión a los cementos de resina que contienen moléculas de MDP, con esta técnica se han reportado aumentos en la resistencia adhesiva entre 50,1MPa a 52,2 MPa. El silano reaccionan con el zirconio formando enlaces Si-O-Zr, lo cual aumenta la resistencia adhesiva de los cementos de resina con moléculas de MDP. Se ha observado mayor fuerza de unión en los cementos con MDP que en los cementos que no lo tienen, sin embargo, la unión de las partículas de MDP con el zirconio son inestables en el tiempo. (Tzanakakis et al., 2016).

Según el Glosario de términos de Prosdoncia, un cemento ideal que funcione como agente cementante debe ser biocompatible, debe tener propiedades antibacterianas, que pueda prevenir y retardar la formación de caries y la formación de placa. Considerando estos requisitos de un agente cementante, se consideran el cemento bioactivo CERAMIR® C&B (Uppsala, Suiza), y el cemento THERACEM ® (California, USA) adecuados para procedimientos de cementación de restauraciones dentales, ya que estos cuentan con todas las características mencionadas anteriormente, y una de sus principales ventajas es la prevención de formación de caries secundaria y de placa dental, debido a bioactividad que le da la capacidad de cerrar las brechas marginales por la formación de hidroxapatita, función dada por su componente de aluminato de calcio.

Pregunta de investigación

¿Cuál es la resistencia adhesiva de los cementos CERAMIR® C&B (Uppsala, Suiza), THERACEM ® (California, USA) con circonio en comparación con el RELYX™ ULTIMATE (Minnesota, USA)?

4. JUSTIFICACIÓN

Estos nuevos materiales de acuerdo a las casas comerciales tienen grandes propiedades, cumpliendo con las características mencionadas anteriormente que debe tener un cemento ideal, y además de esto cuenta con propiedades que logran superar a los otros cementos, refiriéndose a la parte bioactiva, la cual le da la capacidad de cerrar brechas marginales con la formación de apatita, como también la capacidad de liberar calcio y fluoruro. evitando las caries secundarias y con esto la pérdida de las restauraciones.

Una de las principales propiedades que tiene que tener un agente cementante es su resistencia adhesiva. Los nuevos cementos bioactivos, theracem y ceramir, se utilizan en materiales no cerámicos, circonio y disilicato de litio principalmente, por esto, es importante evaluar la posibilidad de reemplazar los materiales cementantes tradicionales con estos nuevos agentes cementantes, logrando una resistencia adhesiva adecuada además de obtener los beneficios que ofrecen las propiedades bioactivas para lograr una mayor sobrevida de las restauraciones.

5. SITUACION ACTUAL

Los nuevos agentes cementantes compuestos con vidrios bioactivos presentan propiedades que los mejoran de los cementantes tradicionales, tienen la característica de ser materiales bioactivos, con esto es posible que genere una protección de la interfaz diente-cemento-restauración debido a la precipitación de nano-cristales. La bioactividad esta dada por el silicato de calcio quien promueve liberación de iones de fluor y de calcio que estimulan la producción de dentina terciaria, formación de puentes dentinales y cierre de brechas marginales, con esto, disminuye la filtración marginal y como consecuencia la formación de caries secundaria se ve reducida. (Jefferies et al ., 2015; Jefferies et al ., 2013; Jefferies et al ., 2012;Chen et al, 2018).

El cemento THERACEM presenta una excelente resistencia adhesiva con diversos materiales, principalmente con aquellos que no requieren grabado ácido o tratamiento de la superficie, como coronas, puentes, inlays, onlays y postes prefabricados de metal y no metal. Con el disilicato de litio presenta una adhesión de 34.5MPa, y con zirconio se reporta de 26.8MPa (Gleave et al., 2016; Chen et al, 2017). En un estudio reciente del 2018, THERACEM muestra la mayor fuerza adhesiva en comparación con UniCEM 2 y FujiCEM2. La resistencia adhesiva de UniCEM 2 fue menor en un 35% y la de FujiCEM 2 fue menor en 45%, ambos con respecto a THERACEM. Las fallas de las muestras cementadas con THERACEM fueron en su mayoría fallas coehsivas, es decir, por fallas en el cemento. (Chen et al, 2018).

El agente cementante CERAMIR, ha demostrado una resistencia adhesiva al diente alta, específicamente, se reportan cifras de 8.4 MPa de unión a esmalte y a la dentina de 11.0. MPa (Casa Doxa AB public).

Se reporta una resistencia adhesiva del agente cementante CERAMIR con coronas en oro de 38.2kg/f, disminuyendo sus resistencia cuando se utiliza en corona de circonio, el cual reporta cifras de 32.1kg/f y con disilicato de litio su resistencia adhesiva disminuye a 29.48kg/f (Jefferies et al ., 2013).

En un estudio, cuya muestra no fue calculada probabilísticamente, se encontró que el producto evaluado Ceramir® C&B fue el que obtuvo la menor resistencia adhesiva, en promedio: 16.36 N $\pm$ 14,12. En este estudio el ceramir fue comparado con un cemento autoadhesivo que presentó un promedio de 25,02 N + 29,02 y un cemento de grabado total,

el cual presentó la mayor resistencia adhesiva, reportando un promedio de 30,78 N + 30,49 (Ramirez et al.,2018).

6. OBJETIVOS

6.1 Objetivo General:

Evaluar la fuerza adhesiva al zirconio de 2 cementos bioactivos: "CERAMIR®" y THERACEM®

6.2 Objetivos Específicos:

- Determinar la resistencia adhesiva de los cementos CERAMIR® C&B (Uppsala, Suiza), THERACEM® (California, USA) y RELYX™ ULTIMATE (Minnesota, USA) con respecto a zirconio.
- Comparar la resistencia adhesiva a zirconio entre los cementos CERAMIR® C&B (Uppsala, Suiza), THERACEM® (California, USA) y RELYX™ ULTIMATE (Minnesota, USA).

7. METODOLOGÍA DEL PROYECTO

7.1. Tipo de estudio: Experimental *in vitro*

7.2. Población y muestra

- Láminas de Zirconio Translucido Cercon [Cercon XT, Dentsply Sirona- NY: US] maquinado: rectangular con medidas de 1.5mm de alto x 1.2 cm de largo x 5 mm de ancho microarenadas con óxido de aluminio 50 micras [óxido de aluminio 50 micras -Bio-art -Sao Pablo- Brasil].
- Cilindros de 0.75mm de diámetro x 1.0mm de altura de cada uno materiales evaluados

Tabla 2. Descripción de los grupos evaluados. Datos suministrados por Arango et al., 2020, Diseño de Tabla Martha Tamayo

Grupo	Cemento	Adhesivo
Experimental 1	Cemento bioactivo Ceramir [Ceramir®, doxa dental Inc, Uppsala, Suecia]	No se aplicó adhesivo
Experimental 1	Cemento bioactivo TheraCem [TheraCem®, Bisco dental, Los Angeles, California, USA]	No se aplicó adhesivo
Control	Cemento resinoso autoadhesivo Relyx ultimate [RelyX™ ultimate, 3M®, Minnesota, USA]	Adhesivo Universal [Singlebond™ 3M®, Minnesota, USA]

Criterios Exclusión

- *Se excluyeron Láminas de Zirconio Translucido Cercon [Cercon XT, Dentsply Sirona- NY: US]*
  - No conservaron las dimensiones establecidas
  - Presentaron líneas de fractura después de la sinterización.
  - Presentaron márgenes irregulares
- *Se excluyeron Cilindros de cementos que*
  - No conservaron las dimensiones establecidas
  - Presentaron líneas de fractura.
  - presentaron márgenes irregulares.

Muestra

Tamaño de muestra: Se calculó el tamaño de muestra basado con un poder del 80% y un error del 0.05 teniendo en cuenta una resistencia promedio de 25.4+ 7 para restauraciones en

zirconio cementadas con Theracem (Chen et al, 2018) y una resistencia de 31.3+ 8 para restauraciones de zirconio cementadas con RelyxUltimate (Passia et al, 2014). El tamaño de muestra requerido para una proporción 1:1 es de 26 unidades muestrales por grupo más 4 muestras extras.

7.3. Métodos y técnicas para la recolección de la información

Fase de estandarización de métodos:

Con el objetivo de estandarizar el método de fabricación de las láminas de circonio y el método de fabricación y adhesión de los cilindros se hizo una fase previa de estandarización en donde se diseñaron las láminas para determinar cuántas láminas eran viables de tener en cada una de los discos de circonio, para determinar que software era el más adecuado para el diseño y fabricación de estas. Se llevó a cabo la cementación de los cilindros en el tigon sobre las láminas de circonio areanadas y sin arenar

Preparación muestras:

Fabricación de las láminas: Se realizó la fabricación de las láminas de circonio translúcido [Cercon XT, Dentsply Sirona- NY: US] con medidas de 1.5mm de alto x 1.2 cm de largo x 5 mm de ancho. Se diseñó en un programa de diseño y modelamiento tridimensional [Rhinceros 7.0 - Robert McNeel & Associates- Seattle, WA-USA]se procesó como archivo STL, posteriormente el archivo se procesó en el software EXOCAD DENTAL [DentalCAD - Align Technology, California, USA] y se maquinó con una máquina fresadora asistida por computador [programill PM5- Ivoclar Vivadent- Zurich - Alemania]. Una vez maquinadas, las láminas fueron sinterizadas según las indicaciones del fabricante, en el horno de sinterizado [Programat CS4-Ivoclar Vivadent, Zurich- Alemania]. Todas las láminas se codificaron y asignaron aleatoriamente a cada uno de los grupos de estudio.

Tratamiento de superficie:

Se realizó microarenado a la lámina de circonio con partículas de óxido de aluminio [óxido de aluminio 50 micras -Bio-art -Sao Pablo- Brasil] a 2 bares de presión, durante 5 segundos, a una distancia de 10 milímetros, luego se limpiaron en ultrasonido con alcohol isopropílico

[alcohol isopropilico USP –Albor Químicos -Bogotá- Colombia] durante 10 minutos. Esto se les aplicó a todas las láminas.

Se fabricaron cilindros de cada uno de los materiales cementantes usando molde cilíndrico una manguera de Tygon [TYG-030, Saint Gobain Performance Plastic, Clearwater, FL- US] de 0.75 mm de diámetro interno por 10 mm de altura, los cuales se colocaron a una distancia de 1.95mm entre ellos y a la misma distancia de los bordes de la lámina de circonio. Las láminas se guardaron en agua destilada a una temperatura de 37C por 24 horas y luego los moldes cilíndricos se removieron con una hoja de bisturí, para exponer los cilindros, de los cementos con medidas de 0.75mm de diámetro por 1.0mm de altura, cementados en la superficie de circonio. (Stefani et al, 2015)

Fabricación de cilindros cemento bioactivo - Ceramir [Ceramir® C&B, Doxa dental Inc, Uppsala, Suecia] los cilindros de ceramir se fabricaron sobre las láminas de circonio arenadas – aunque la casa comercial no sugiere el arenado, en la fase de estandarización se evidenció la necesidad de realizar este procedimiento buscando aumentar el área de superficie y la rugosidad para generar retención micromecánica debido a la falta de adhesión presentada, además varios estudios sugieren este procedimiento (Ozcan et al, 2015 ;Blatz et al, 2016; Blatz et al, 2018). una vez posicionado el cilindro de tygon sobre la lámina de circonio, se utilizó el sistema de cápsula QuikCap, la cual se colocó en un mezclador oscilante de alta frecuencia [ultrammat 2, SDI, Westminster ,Australia], de 4000-5000 revoluciones por minuto, durante 8 segundos, posteriormente se introdujo inmediatamente la cápsula en el aplicador y se aplicó el cemento en la parte interna del cilindro de tygon, se esperó 2 minutos para finalizar el tiempo de trabajo y 3-8 minutos para finalizar el tiempo de fraguado.

Fabricación de cilindros cemento bioactivo TheraCem [TheraCem®, Bisco dental, Los Angeles, California,USA]] una vez posicionado el cilindro de tygon sobre la lámina de circonio, se utilizó el sistema de automezcla con punta de jeringa dual, se retiró la tapa de la jeringa, se colocó una pequeña cantidad de material en un mezclador para eliminar los vacíos existentes en cada cámara de la doble jeringa, se procedió a conectar la punta de mezcla a la doble jeringa, verificando la alineación de la llave con la ranura, se giró el mecanismo de cierre marrón en el sentido de las agujas del reloj, se accionó el émbolo y se procedió a la mezcla y a la dispensación del cemento en la parte interna del cilindro de tygon y se realizó

el fotocurado durante 20-30s con la lámpara de fotocurado [Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Zurich, Alemania].

*Fabricación de cilindros de **cemento resinoso autoadhesivo** RELYX™ ULTIMATE* [RelyX™ ultimate, 3M®, Minnesota, USA] para la fabricación de estos cilindros se realizó microarenado a la lámina de circonio con partículas de óxido de aluminio de 50 micras [Bio-art, Sao Pablo, Brasil] durante 15 segundos, luego se limpiaron en ultrasonido con alcohol isopropilico (ISOMAX) durante 10 minutos, posteriormente se aplicó adhesivo Singlebond™ Universal [Singlebond™ 3M®, Minnesota, USA] y una vez posicionado el cilindro de tygon sobre la lámina de circonio, se utilizó el sistema de automezcla con punta de jeringa dual, se retiró la tapa de la jeringa, se colocó una pequeña cantidad de material en un mezclador para eliminar los vacíos existentes en cada cámara de la doble jeringa, se procedió a conectar la punta de mezcla a la doble jeringa, verificando la alineación de la llave con la ranura, se giró el mecanismo de cierre en el sentido de las agujas del reloj, se accionó el émbolo y se procedió a la mezcla y a la dispensación del cemento en la parte interna del cilindro de tygon y se realizó el fotocurado durante 20-30s con la lámpara de fotocurado [bluephase N, Ivoclar Vivadent, Zurich, Alemania].

2. Evaluación de resistencia adhesiva

Cada muestra pasó por un proceso de envejecimiento de 5000 ciclos a una temperatura mínima de 5° hasta una máxima de 55° en el equipo de termociclado genérico [termociclador 66417, Univeersidad javeriana, Bogota, Colombia] con una duración de 1 minuto por ciclo. Posteriormente, las muestras fueron transportadas en un recipiente dividido, individualizadando cada una de las muestras y fijándolas con papel plástico de burbujas para ser sometidas a la prueba de resistencia adhesiva, cada lámina de circonio se colocó en la máquina universal de prueba electromecánica (Instron 3366®, Instron Corp, Norwood, MA, US), y se realizó la prueba de descementación aplicándole una carga compresiva en la base de cada uno de los cilindros a una velocidad de 0.5 mm /min hasta producir la descementación del cilindro, se analizaron en microscopio óptico (30X). Los datos fueron procesados con un programa para ensayos de materiales [Blue Hill II, Instron Corp, Norwood, MA, US) y se expresaron en megapascales (N/m²) (Stefani et al, 2015).

7.4 Hipótesis de estudio

Los cementos CERAMIR® C&B [Ceramir®, doxa dental Inc, Uppsala, Suecia] y THERACEM® [TheraCem®, Bisco dental, Los Angeles, California,USA] presentan la misma resistencia adhesiva del cemento RELYX™ ULTIMATE [RelyX™ ultimate, 3M®, Minnesota, USA]

7.5 Plan de análisis de la información

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia adhesiva al circonio entre los tres cementos evaluados; el cemento CERAMIR® C&B, el cemento THERACEM® [TheraCem®, Bisco dental, Los Angeles, California,USA] y el cemento RELYX™ ULTIMATE [RelyX™ ultimate, 3M®, Minnesota, USA].

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia adhesiva al circonio entre los tres cementos evaluados; el cemento CERAMIR® C&B, el cemento THERACEM® [TheraCem®, Bisco dental, Los Angeles, California,USA] y el cemento RELYX™ ULTIMATE [RelyX™ ultimate, 3M®, Minnesota, USA].

Los datos se reportaron en MPa y se analizaron descriptivamente mediante medidas de tendencia central y de dispersión. Debido a que son datos paramétricos se usó promedios [X] y desviaciones estándar [DS]

Para determinar si los datos siguen una distribución normal se utilizó la de prueba Shapiro-Wilk, Dependiendo de la normalidad de los datos se usó: la prueba de ANOVA a una vía o de Kruskal Wallis y posteriormente se usó una prueba de comparación múltiple; la post hoc de Tukey o U Mann-Whitney. Todas las pruebas se realizaron a un 95% de confianza.

8. CONSIDERACIONES ETICAS

Este estudio es un estudio experimental in vitro en el cual no se utilizo muestras de procedencia humana o animal por tal razon no tiene ningun tipo de compromiso ético.

[RESOLUCION NUMERO 8430 DE 1993, Por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud]

9. RESULTADOS

Se registraron datos de pérdida de muestras durante su proceso de fabricación y procesamiento, el cual está actualmente en espera de termociclado. Hasta ahora se ha encontrado que el 23.33 % de la muestra del grupo del cemento Ceramir se perdió durante el fraguado del cemento, el 76.66% de las muestras de dicho grupo se perdieron durante el retiro del tygon. Por otro lado, hasta este momento no se han observado pérdida de muestras del grupo del cemento Theracem ni del grupo del cemento Relyx Ultimate.

TABLA 3. Frecuencia y porcentaje de pérdida de cilindros de cemento durante proceso de preparación de la muestra. Datos suministrados por Arango et al., 2020, Diseño de Tabla Martha Tamayo

CEMENTOS	Fraguado/ Polimerización		Desmoldamiento Tygon		Termociclado		Prueba de resistencia adhesiva	
	F	%	F	%	F	%	F	%
Ceramir (n=30)	7	23,33	23	76,66	-	-	-	-
Theracem (n=30)	0	0%	0	0%	NR	NR	NR	NR
Relyx ultimate (n=30)	0	0%	0	0%	NR	NR	NR	NR

12. REFERENCIAS

1. Aboushelib MN, Sleem D. Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent*. 2014;16(6):547-52.
2. Altintas S, Eldeniz AU, Usumez A. Shear bond strength of four resin cements used to lute ceramic core material to human dentin. *J Prosthodont*. 2008;17(8):634-40.
3. Anusavice K. Phillips. *Ciencia de los materiales dentales*. Doceava edición. Madrid: Elsevier España S.A; 2013
4. Barcellos DC, Batista GR, Silva MA, Rangel PM, Torres CR, Fava M. Evaluation of bond strength of self-adhesive cements to dentin with or without application of adhesive systems. *J Adhes Dent*. 2011 Jun;13(3):261-5.
5. Benetti P, Fernandes VV, Torres CR, Pagani C. Bonding efficacy of new self-etching, self-adhesive dual-curing resin cements to dental enamel. *J Adhes Dent*. 2011 Jun;13(3):231-4.
6. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res*. 2018 Feb;97(2):132-139.
7. Blatz MB, Alvarez M, Sawyer K, Brindis M. How to Bond Zirconia: The APC Concept. *Compend Contin Educ Dent*. 2016 Oct;37(9):611-617.
8. Brunzel S, Yang B, Wolfart S, Kern M. Tensile bond strength of a so-called self-adhesive luting resin cement to dentin. *J Adhes Dent*. 2010;12(2):143-50.
9. Cantoro, A., Goracci, C., Papacchini, F., Mazzitelli, C., Fadda, G. M., & Ferrari, M. Effect of pre-cure temperature on the bonding potential of self-etch and self-adhesive resin cements. *dental materials*, 2008; 24(5), 577-583.
10. Chávez J, Morales U. In vitro evaluation of the film thickness of self-etching resin cements. *Acta Odontol Latinoam*. 2014;27(3):145-50.
11. Chen L, Gleave C, Suh B, J New Self-adhesive Resin Cement With Alkaline pH. *Dent* 2017. Data on file. BISCO, Inc.
12. Chen L, Yang J, Wang J, Suh B. Physical and biological properties of a newly developed calcium silicate-based self adhesive cement. *American Journal of Dentistry*, 2018; 31(2):86-90.
13. Da Silva EM, Miragaya L, Sabrosa CE, Maia LC. Stability of the bond between two resin cements and an yttria-stabilized zirconia ceramic after six months of aging in water. *J Prosthet Dent*. 2014 Sep;112(3):568-75

14. De Angelis F, Minnoni A, Vitalone LM, Carluccio F, Vadini M, Paolantonio M, D'Arcangelo C. Bond strength evaluation of three self-adhesive luting systems used for cementing composite and porcelain. *Oper Dent*. 2011 Nov-Dec;36(6):626-34.
15. Duarte S Jr, Botta AC, Meire M, Sadan A. Microtensile bond strengths and scanning electron microscopic evaluation of self-adhesive and self-etch resin cements to intact and etched enamel. *J Prosthet Dent*. 2008 Sep;100(3):203-10.
16. Engqvist H, Schultz-Walz JE, Loof J, Botton GA, Mayer D, Phaneuf MW, Ahnfelt NO, Hermansson L. Chemical and biological integration of a mouldable bioactive ceramic material capable of forming apatite in vivo in teeth. *Biomaterials*. 2004 Jun;25(14):2781-7.
17. Escribano N, de la Macorra JC. Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramic. *J Adhes Dent*. 2006 Oct;8(5):337-41.
18. Ferreira SQ, Costa TR, Klein-Júnior CA, Accorinte M De, Meier MM, Loguercio AD, et al. Improvement of exposure times: effects on adhesive properties and resin-dentin bond strengths of etch-and-rinse adhesives. *J Adhes Dent*. 2011;13(3):235-41.
19. Fleming GJ, Maguire FR, Bhamra G, Burke FM, Marquis PM. The strengthening mechanism of resin cements on porcelain surfaces. *J Dent Res*. 2006 Mar;85(3):272-6.
20. Fuentes MV, Ceballos L, González-López S. Bond strength of self-adhesive resin cements to different treated indirect composites. *Clin Oral Investig*. 2013 Apr;17(3):717-24
21. Gleave CM, Chen L, Suh BI. Calcium & fluoride recharge of resin cements. *Dent Mater*. 2016
22. Graiff L, Piovan C, Vigolo P, Mason PN. Shear bond strength between feldspathic CAD/CAM ceramic and human dentine for two adhesive cements. *J Prosthodont*. 2008 Jun;17(4):294-9.
23. Guzmán HJ B. Biomateriales odontológicos de uso clínico. Quinta Edición. Ecoe. Bogotá, Colombia, 2013
24. Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schläpfer R, Hämmerle C, Fischer J. Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater*. 2008 Jul;24(7):944-50
25. Inokoshi, M., Kameyama, A., De Munck, J., Minakuchi, S., & Van Meerbeek, B. (2013). Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *Journal of Dentistry*, 41(2), 170-179.

26. Jefferies S, Lööf J, Pameijer CH, Boston D, Galbraith C, Hermansson L. Physical properties and comparative strength of a bioactive luting cement. *Compend Contin Educ Dent*. 2013 Nov-Dec;34
27. Jefferies SR, Fuller AE, Boston DW. Preliminary Evidence That Bioactive Cements Occlude Artificial Marginal Gaps. *J Esthet Restor Dent*. 2015 May-Jun;27(3):155-66
28. Jefferies SR, Pameijer CH, Appleby DC, Boston D, Galbraith C, et al. Prospective observation of a new bioactive luting cement: 2-year follow-up. *J Prosthodont*. 2012 Jan;21(1):33-41.
29. Jefferies SR, Pameijer CH, Appleby DC, Boston D, Lööf J. A bioactive dental luting cement--its retentive properties and 3-year clinical findings. *Compend Contin Educ Dent* 2013;34
30. Johnson GH, Lepe X, Patterson A, Schäfer O. Simplified cementation of lithium disilicate crowns: Retention with various adhesive resin cement combinations. *J Prosthet Dent*. 2017 Sep 27. pii: S0022-3913(17)30504-8
31. Kang, E. S., Jeon, Y. C., Jeong, C. M., Huh, J. B., Yun, M. J., & Kwon, Y. H. Effect of solution temperature on the mechanical properties of dual-cure resin cements. *The journal of advanced prosthodontics*, 2013; 5(2), 133-139.
32. Kumbuloglu, O., Lassila, L. V., User, A., & Vallittu, P. K. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *International Journal of Prosthodontics*, 2004; 17(3).
33. Leal, C. L., Queiroz, A. P. V., Foxton, R. M., Argolo, S., Mathias, P., & Cavalcanti, A. N. Water sorption and solubility of luting agents used under ceramic laminates with different degrees of translucency. *Operative dentistry*, 2016; 41(5), E141-E148.
34. Makkar S, Malhotra N. Self-adhesive resin cements: a new perspective in luting technology. *Dent Update*. 2013 Nov;40(9):758-60, 763-4, 767-8.
35. Marghalani, H. Y. Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements. *Dental materials*, 2012; 28(10), e187-e198.
36. Márquez-Melo R, Ozcan M, Barbosa SH, Galhano G, Amaral R, Bottino MA, Valandro LF. Bond strength of two resin cements on dentin using different cementation strategies. *J Esthet Restor Dent*. 2010 Aug;22(4):262-8
37. Mesmar S, Ruse ND. Interfacial Fracture Toughness of Adhesive Resin Cement-Lithium-Disilicate/Resin-Composite Blocks. *J Prosthodont*. 2017 Sep 15.
38. Muller K, Do Nascimento C, Miani PK, Gonçalves M, Ferreira De Albuquerque R. Shear bond strength between different materials bonded with two resin cements. *Gerodontology*. 2012; jun 29(2):801-7.

39. Murthy, V., Manoharan, B., & Livingstone, D. Effect of four surface treatment methods on the shear bond strength of resin cement to zirconia ceramics-a comparative in vitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 2014; 8(9), ZC65.
40. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*. 2015 Feb;17(1):7-26.
41. Parra M, Garzón H. Self-etching adhesive systems, bond strength and nanofiltration: a review. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2012; 24(1): 133-150.
42. Parreira RM, Andrade TL, Luz AP, Pandolfelli VC, Oliveira IR. Calcium aluminate cement-based compositions for biomaterial applications. *Ceram Int* 2016; 42:11732–8. doi:10.1016/j.ceramint.2016.04.092.
43. Passia, N., Lehmann, F., Freitag-Wolf, S., & Kern, M. Tensile bond strength of different universal adhesive systems to lithium disilicate ceramic. *The Journal of the American Dental Association*, 2015; 146(10), 729-734.
44. Pekkan G, Hekimoglu C. Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent*. 2009 Oct;102(4):242-52.
45. Phillips, R. W., & Anusavice, K. J. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier/Saunders. 2013
46. Pilo, R., Papadogiannis, D., Zinelis, S., & Eliades, G. Setting characteristics and mechanical properties of self-adhesive resin luting agents. *Dental Materials*, 2017; 33(3), 344-357.
47. Piwowarczyk, A., Lauer, H. C., & Sorensen, J. A. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004; 92(3), 265-273.
48. Rigolin FJ, Miranda ME, Flório FM, Basting RT. Evaluation of bond strength between leucite-based and lithium disilicate-based ceramics to dentin after cementation with conventional and self-adhesive resin agents. *Acta Odontol Latinoam*. 2014;27(1):16-24.
49. Rohr, N., & Fischer, J. Effect of aging and curing mode on the compressive and indirect tensile strength of resin composite cements. *Head & face medicine*, 2017; 13(1), 22.
50. Souza RO, Castilho AA, Fernandes VV, Bottino MA, Valandro LF. Durability of microtensile bond to nonetched and etched feldspar ceramic: self-adhesive resin cements vs conventional resin. *J Adhes Dent*. 2011 Apr;13(2):155-62.
51. Souza-Junior, E. J., Borges, B. C. D., Oliveira, D. C. R. S., Brandt, W. C., Hirata, R., Silva, E. J. N. L., & Sinhoreti, M. A. C. Influence of the curing mode on the degree of conversion

of a dual-cured self-adhesive resin luting cement beneath ceramic. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2013; 71(3-4), 444-448.

52. Stefani, A., Brito Jr, R. B., Kina, S., Andrade, O. S., Ambrosano, G. M. B., Carvalho, A. A., & Giannini, M. Bond strength of resin cements to zirconia ceramic using adhesive primers. *Journal of Prosthodontics*, 2015; 25(5), 380-385.
53. Sulamain T, Abdulmajeed A, Altinchi A, Ahmed S, Donovan T. Physical Properties, Film Thickness and Bond Strengths of Resin-Modified Glass Ionomer Cements According to their Delivery Method. *J of Prosthodont*. 2018 (1-6)
54. Tzanakakis, E. G. C., Tzoutzas, I. G., & Koidis, P. T. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2016; 115(1), 9-19.
55. Unosson E, Cai Y, Jiang X, Lööf J, Welch K, Engqvist H. Antibacterial properties of dental luting agents: potential to hinder the development of secondary caries. *Int J Dent*. 2012:529495.
56. Vaz RR, Hipólito V Di, D'Alpino PHP, Goes MF de. Bond Strength and Interfacial Micromorphology of Etch-and-Rinse and Self-Adhesive Resin Cements to Dentin. *J Prosthodont*. 2012;21(2):101-11.
57. Zhao, L., Jian, Y. T., Wang, X. D., & Zhao, K. Bond strength of primer/cement systems to zirconia subjected to artificial aging. *J Prosthet Dent*, 2016; 116(5): 790-6.