



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Especialidad en Endodoncia

“EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA ADHESIÓN DE CEMENTOS REPARADORES A BASE DE SILICATO DE CALCIO EN AUSENCIA O PRESENCIA DE SANGRE”

**Tesis**

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la  
Especialidad en Endodoncia

**Presenta:**

C.D. Gabriela Elizabeth Chavira Mendoza

**Dirigido por:**

Dra. en C. María del Socorro Maribel Liñán Fernández

Dra. María del Socorro Maribel Liñán  
Fernández  
Presidente

\_\_\_\_\_

C.D.E.E. Héctor Eugenio Morales Nieto  
Secretario

\_\_\_\_\_

C.D.E.E. Roberto Gustavo Sánchez Lara y  
Tajonar  
Vocal

\_\_\_\_\_

C.D.E.E. Larissa Argentina Zavala Vargas

\_\_\_\_\_

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez  
Suplente

\_\_\_\_\_

Centro Universitario, Querétaro, Qro.  
Abril 2020  
México

## Resumen

**Introducción:** En la actualidad se han desarrollado diferentes cementos reparadores a base de silicato de calcio, los cuales prometen ser lo más novedoso y con las mejores características del mercado. El encontrar el material ideal para situaciones clínicas como pueden ser perforaciones, obturaciones retrógradas, tratamientos con ápices inmaduros u otros procedimientos, contribuirá a que existan menos fracasos en este tipo de procedimientos endodónticos, dando como resultado la conservación del órgano dental. Estos materiales poseen ciertas características las cuales se pueden ver afectadas por la presencia de diversas sustancias, como puede ser la sangre. Una de estas características es la resistencia a la adhesión o al desalojo. **Objetivo:** El objetivo de este estudio fue determinar entre cuatro cementos a base de silicato de calcio, cual posee mayor resistencia a la adhesión en presencia y ausencia de sangre. **Material y métodos:** Se realizó un estudio experimental *in vitro*, con sesenta y cuatro dientes unirradiculares de un solo conducto, los cuales fueron seccionados transversalmente con un grosor de 2 mm, instrumentados a un diámetro 1.5 mm y posteriormente obturados 2 mm con cementos reparadores (MTA Angelus, NeoMTA, MTA Flow y Biodentine). Se formaron ocho grupos, los primeros cuatro grupos fueron obturados con cementos que se mezclaron según las indicaciones del fabricante, mientras que los últimos cuatro grupos fueron obturados con cementos los cuales estuvieron en contacto con sangre. Se incubaron durante 7 días a una temperatura constante de 36°C. Posteriormente se sometieron a la prueba de resistencia a la adhesión en la máquina universal de pruebas a una velocidad de 1 mm/min hasta su desalojo. Los datos se analizaron utilizando un análisis de varianza y una prueba de Tukey post hoc. **Resultados:** El valor más alto registrado de resistencia a la adhesión a la dentina lo mostró el cemento reparador Biodentine mezclado según las indicaciones del fabricante (10.90±3.26 MPa), mientras que el valor más bajo lo registró el cemento reparador MTA Angelus mezclado con sangre (4.62±2.01Mpa). **Conclusiones:** Biodentine mostró los valores más altos de resistencia a la adhesión, por lo que puede ser mejor opción para algunos tipos de procedimientos en donde rápidamente se sometan a fuerzas de masticación (dientes posteriores).

**(Palabras clave:** Resistencia a la adhesión, MTA, Biodentine, cemento de silicato de calcio)

## Summary

Nowadays, new calcium silicate repair cements have been developed, they promise to be the latest and with the best features on the market. We look for the ideal material for clinical situations such as perforations, retrograde fillings, treatments with immature apices or other procedures. This will contribute to fewer failures in this type of endodontic procedures, resulting in the tooth preservation. These materials have certain characteristics which can be affected by the presence of substances, such as blood. One of these characteristics is the push-out bond strength. **Objective:** The objective of this study was to evaluate the bond strength of four calcium silicate cements, in the presence and absence of blood. **Material and methods:** An experimental *in vitro* study, sixty-four single canal teeth were sectioned in 2 mm slices, instrumented with a 1.5 mm diameter, and obturated 2 mm with calcium silicate repair cements (MTA Angelus, NeoMTA, MTA Flow and Biodentine). Eight groups were formed; the first four groups were obturated with cements that were mixed according to the manufacturer's instructions, while the last four groups were obturated with cements which were in contact with blood. They were incubated for 7 days at a constant temperature of 36 ° C. The bond strength of the materials was determined using a universal testing machine by the push-out test operating at a speed of 1 mm / min until the displacement of the material. Data were analyzed by using analysis of variance ANOVA and a post hoc Tukey's test. **Results:** The highest bond strength value was recorded in Biodentine mixed following manufacturer's instructions ( $10.90 \pm 3.26$  MPa), whereas MTA Angelus contaminated with blood had the lowest value ( $4.62 \pm 2.01$  Mpa). **Conclusions:** Biodentine showed the highest bond strength value, so it may be a better option for situations encountering higher dislocation forces in a short time after cement application.

(**Key words:** Push-out bond strength, MTA, Biodentine, Calcium silicate cement)

## **Dedicatorias**

A mi familia que durante estos dos años fueron mi sostén, mi mamá María Concepción Chavira por haberme forjado como la persona que soy en la actualidad; muchos de mis logros se los debo a ella. A mi hermana Vanessa Chavira le dedicó de manera especial esta tesis, sin su apoyo no hubiera sido posible realizar mis estudios de posgrado, ya que me motivó a seguir luchando por mis metas e ideales durante esta etapa; y a mi sobrina Astrid Chávez que de igual forma siempre estuvo apoyándome en todo momento.

Dirección General de Bibliotecas UHQ

## **Agradecimientos**

A Dios por todas las bendiciones y adversidades que a lo largo de los años me han llenado de experiencias y me han formado en la persona que soy en la actualidad.

A mi familia por siempre apoyarme e impulsarme a seguir mis metas y sueños, para seguir creciendo en todos los ámbitos de mi vida.

A la Universidad Autónoma de Querétaro, por permitirme pertenecer a esta casa de estudios para realizar mis estudios de posgrado.

A mi directora de tesis la Dra. María del Socorro Maribel Liñán Fernández por su apoyo, y aportaciones para la realización de esta tesis, por siempre estar a la disposición ante cualquier situación y duda que se presentara.

Al Coordinador de Investigación y Posgrados el Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez por su enorme paciencia, sus aportaciones científicas y metodológicas, conocimientos y siempre estar presente para ayudar y resolver cualquier pregunta que surgiera.

A mis maestros que a lo largo de estos dos años, me transmitieron su conocimiento para seguir creciendo como profesional, gracias por su paciencia y enseñanzas durante este tiempo.

Agradezco al Comité Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por haberme otorgado una beca para así poder realizar mis estudios de posgrado y esta tesis.

## Índice

<b>Contenido</b>	<b>Página</b>
<b>Resumen</b>	i
<b>Summary</b>	ii
<b>Dedicatorias</b>	iii
<b>Agradecimientos</b>	iv
<b>Índice</b>	v
<b>Índice de cuadros</b>	vii
<b>Abreviaturas y siglas</b>	viii
<b>I. Introducción</b>	1
<b>II. Antecedentes/estado del arte</b>	3
<b>III. Fundamentación teórica</b>	5
III.1 Cementos reparadores	5
III. 2 Cementos reparadores a base de silicato de calcio	5
III.2.1 Mineral Trióxido Agregado	6
III.2.1.1 Aplicaciones clínicas	8
III.2.2 Cemento reparador a base de silicato de calcio MTA Angelus	9
III.2.3 Cemento reparador a base de silicato de calcio Endo-Eze™ MTAFlow ((Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EE. UU.)	10
III.2.4 Cemento Reparador a base de silicato de calcio NeoMTA Plus (Avalon Biomed Inc. Bradenton, FL, U.S.A)	11
III.2.5 Cemento Reparador a base de silicato de calcio Biodentine ((Septodont, St. Maurdes- Fosses, France)	11
III. 3 Resistencia a la adhesión	14
<b>IV. Hipótesis o supuestos</b>	16
<b>V. Objetivos</b>	17
V.1 General	17
V.2 Específicos	17

<b>VI. Material y métodos</b>	18
VI.1 Tipo de investigación	18
VI.2 Población o unidad de análisis	18
VI.3 Muestra y tipo de muestra	18
VI.4 Técnicas e instrumentos	23
VI.5 Procedimientos	23
VI.5.1 Recolección de muestra y materiales	23
VI.5.2 Preparación de los especímenes	24
VI.5.3 Obtención de la muestra sanguínea, obturación de las cavidades, y contaminación de los especímenes con sangre	25
VI.5.4 Máquina Universal de Pruebas	27
VI.5.5 Análisis estadístico	31
VI.5.6 Consideraciones éticas	31
<b>VII. Resultados</b>	32
<b>VIII. Discusión</b>	35
<b>IX. Conclusiones</b>	37
<b>X. Propuestas</b>	38
<b>XI. Bibliografía</b>	39
<b>XII. Anexos</b>	45
XI.1 Hoja de recolección de datos	45
XII. Carta de consentimiento informado	46

## Índice de cuadros

<b>Cuadro</b>		<b>Página</b>
VII.1	Media de los valores de la resistencia a la adhesión a la adhesión en MPa	32
VII. 2	Comparación de los valores de resistencia a la adhesión a la dentina del cemento Endo-Eze™ MTAFlow (Ultradent) en presencia y ausencia de sangre.	33
VII.3	Comparación de los valores de resistencia a la adhesión a la dentina del cemento Biodentine (Septodont) en presencia y ausencia de sangre.	33
VII.4	Comparación de los valores de resistencia a la adhesión a la dentina del cemento MTA Angelus® Blanco en presencia y ausencia de sangre.	34
VII. 5	Comparación de los valores de resistencia a la adhesión a la dentina del cemento NeoMTA (Avalon Biomed) en presencia y ausencia de sangre.	34

## Abreviaturas y siglas

CONACyT Comité Nacional de Ciencia y Tecnología

CSC. Cementos a base de silicato de calcio

ERRM. Endosequence root repair material

F-max. Fuerza Máxima

g. Gramos

IRM. Material para Restauraciones Intermedias

Min. Minutos

mm. Milímetros

mm<sup>2</sup>. Milímetros cuadrados

MPa. Mega pascales

MTA. Agregado de Trióxido Mineral

N. Newton

NaOCl Hipoclorito de sodio

pH. Potencial hidrógeno

SCR. Sistema de conducto radicular

WMTA. Agregado de Trióxido Mineral blanco

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## I. Introducción

Durante los últimos 200 años, el protocolo estándar en endodoncia ha sufrido varias modificaciones, debido al avance en materiales y equipos innovadores y que cada vez más las personas desean conservar sus órganos dentales. Los materiales biocerámicos en endodoncia se puede considerar que han cambiado el pronóstico de muchos casos que antes se consideraban casi imposibles (Kaur et al., 2017).

En la práctica endodóntica surgen diversas situaciones, como pueden ser perforaciones radiculares (patológicas o iatrogénicas), reabsorciones internas o externas, comunicaciones pulpares, traumatismos o tratamientos en ápices inmaduros; que podrían llevar al fracaso de un tratamiento si no se maneja de manera adecuada, con los materiales y condiciones apropiados (Lemon, 1998). Así mismo, el alcance de la cirugía endodóntica incluye el curetaje apical (Zuolo et al., 2000), apicectomía (Von Arx et al., 2003), resección radicular, obturación retrograda, hemisección, reimplantaciones, regeneración tisular (Reeh y Combe 1997).

Varios materiales han sido utilizados como cementos reparadores, incluyendo la amalgama, cavit, óxido de zinc y eugenol, IRM, cementos de carboxilato, fosfato de zinc y ionómeros de vidrio. Sin embargo, ninguno de estos era ideal para los requerimientos para la reparación radicular. (Madfa et al., 2014; Torabinejad y Chivian, 1999).

El agregado de trióxido mineral (MTA) se desarrolló por primera vez en la Universidad de Loma Linda en 1993 (Lee, 1993). Inicialmente se propuso para reparar perforaciones, pero se usa cada vez más en una amplia gama de tratamientos clínicos, como material de obturación retrógrada (Torabinejad et al., 1993), barrera apical en dientes inmaduros (Witherspoon y Ham, 2001), recubrimiento pulpar durante la terapia pulpar vital y pulpotomía en dientes primarios y permanentes (Bakland, 2000; Eidelman et al., 2001; Faraco y Holland, 2001), en reabsorciones internas y externas (White y Bryant, 2002) y material de

obtención del conducto radicular, en la sección coronal de dientes con fracturas horizontalmente (Yildirim y Gencoglu, 2009). Desde entonces, se han desarrollado otros productos con componentes químicos similares y están disponibles comercialmente bajo diferentes marcas (Darvell, 2011). Los cementos de silicato de calcio (CSC) poseen varias propiedades deseables, como capacidad superior de sellado, bioactividad y capacidad de fraguar en presencia de fluidos (Torabinejad y Perirokh, 2010).

Entre las propiedades fisicoquímicas, la adhesión dentinaria interradicular es de particular interés porque estos materiales deben ser capaces de permanecer adaptados a las paredes de la dentina y resistir el desplazamiento cuando los dientes están sujetos a fuerzas mecánicas que ocurren durante la función o los procedimientos quirúrgicos y operativos (Carmona-Reyes et al., 2010; Saghiri, 2010). Además, un material ideal de reparación radicular y de obturación retrógrada no debería verse afectado por la contaminación de soluciones fisiológicas como sangre y/o saliva, sin embargo, en vista de sus diversas aplicaciones, el MTA puede contaminarse con sangre durante la colocación. (Gartner y Dorn, 1992, Lemon, 1992).

#### Justificación

Existen diferentes cementos reparadores a base de silicato de calcio, por lo que es necesario evaluar cual presenta mayor resistencia a la adhesión en ausencia y en contacto con sangre. Debido a que el encontrar el material ideal para estas situaciones, contribuirá a que existan menos fracasos en este tipo de procedimientos endodónticos como son las perforaciones u obturaciones retrogradas, dando como resultado la conservación del órgano dental y una mejor calidad de vida de la persona.

## II. Antecedentes

En la actualidad no existe una metodología disponible para probar la resistencia a la adhesión de materiales de obturación retrograda a la dentina radicular y todos los estudios derivaron sus resultados de la prueba de desalojo de los cementos selladores (Burak et al., 2013).

Las porciones del tercio medio de la raíz han sido frecuentemente usadas como un sustrato para la evaluación de la resistencia a la adhesión de estos materiales, sin considerar el hecho de que la densidad, diámetro o número de túbulos dentinarios en esta región es mayor que en el tercio apical (Mjör et al., 2001).

Marques et al. (2015) evaluaron la resistencia de adhesión proponiendo una nueva metodología usando cavidades apicales en lugar de porciones de diferentes sitios a lo largo del diente. El método propuesto aseguraba era más preciso para la evaluación de la resistencia de adhesión en los materiales utilizados para la obturación. En este método, el espécimen fue preparado en el tercio apical y se desarrolló un aparato para mantener los especímenes en 45° en un plano horizontal durante la preparación y restauración de la cavidad apical, ya que esta posición representa el lugar de los incisivos centrales superiores en el arco dental.

Mientras que otros estudios sometieron muestras a la prueba de desalojo, después de haber colocado el material en el espacio del conducto radicular para permitir su completo fraguado. Concluyeron que los resultados obtenidos en este estudio no pueden compararse con los estudios en los que se probó la resistencia al desalojo de los materiales evaluados en perforación de furca, ya que la orientación de los túbulos dentinarios puede influir en la efectividad de la unión. Los resultados demostraron que el Biodentine tenía mayor resistencia a la adhesión que los valores reflejados por el MTA (Guerreiro-tanomaru y Camilleri, 2017).

Sahghiri y Shokouhinejad (2010) estudiaron los efectos que tenía el pH en la resistencia a la adhesión, concluyendo que la mayor adhesión ocurrió en un pH de 8.4. En concordancia con estudios previos evaluados, utilizaron el WMTA. Además, que las alteraciones del pH pueden resultar en una disminución de la resistencia a la adhesión de este tipo de MTA comprometiendo su estructura. Siendo el valor de pH 10.4 el que mostró menor resistencia.

El-Maaita et al. (2013) examinaron los efectos que producía el barrillo dentinario en la adhesión en la prueba de desalojo, utilizando Biodentine, ProRoot MTA y Harvard MTA, reportaron que esta resistencia decrecía al remover esta capa en todos los materiales utilizados.

Existen estudios previos en los cuales se investigaron los efectos de diferentes agentes irrigantes endodónticos (hipoclorito de sodio, clorhexidina y solución salina) y sometieron a la prueba de desalojo a los cementos MTA y Biodentine al utilizarse como cementos reparadores en perforaciones y concluyeron que el MTA posee una menor resistencia al desalojo que el Biodentine (Burak et al., 2013).

Stefaneli et al. (2018) realizaron un estudio utilizando el método propuesto por Marques et al, utilizando el MTA Angelus, ProRoot MTA y Biodentine mostrando resistencia a la adhesión similar los tres materiales. El MTA Angelus y el ProRoot mostraron fallas mixtas, mientras que el Biodentine mostro fallas mixtas y cohesivas. Y aunque los tres materiales estas basados en silicato tricálcico, la proporción de este varía en cada formula (MTA: 66.1% y Biodentine: 80.1%), el cual es responsable de la hidratación posterior del material.

### **III. Fundamentación teórica**

#### **III.1 Cementos Reparadores**

Un cemento reparador ideal debe proveer un sellado adecuado y resistir las fuerzas de desalajo, como son las cargas oclusales o la condensación de los materiales de restauración alrededor de él, también debe ser dimensionalmente estable, radiopaco, no reabsorbible, no tóxico y biocompatible con los tejidos perirradiculares, bactericida y bacteriostático (Gancedo-Caravia y García-Barbero, 2006).

Varios materiales han sido utilizados como cementos reparadores, incluyendo la amalgama, cavit, óxido de zinc y eugenol, IRM, cementos de carboxilato, fosfato de zinc y los ionómeros de vidrio. Sin embargo, ninguno de estos era ideal para los requerimientos para la reparación en raíz., ya que entre sus desventajas se presentaban la microfiltración, toxicidad, y sensibilidad en la presencia de humedad (Madfa et al., 2014; Torabinejad y Chivian, 1999).

#### **III.2 Cementos Reparadores a base de silicato de calcio**

Los cementos a base de silicato de calcio se introdujeron por primera vez en la odontología en 1993 cuando Torabinejad desarrolló una fórmula basada en cemento Portland ordinario para producir el agregado de trióxido mineral, o el MTA gris (Lee et al., 1993).

El MTA es un tipo de cemento hidráulico que requiere agua para endurecer. En términos simples, los cementos hidráulicos son materiales finamente triturados (polvos) que cuando se mezclan con agua se fijan o se endurecen de forma gradual o instantánea en el aire o agua; la reacción resulta en la formación de compuestos hidratados cuya fuerza aumenta con el tiempo (Lee et al., 2004; Ford et al., 1995).

Después de hidratar el MTA, este produce Portlandita, que se considera esencialmente hidróxido de calcio cristalino (Friland y Rosado, 2003). Los niveles de pH alcalino y los iones de calcio detectados en el agua que rodea el MTA se consideran esenciales para el depósito de tejidos duros y probablemente están relacionados con su disolución en ambientes húmedos, así como en los tejidos duros y blandos. Se cree que la biocompatibilidad, la actividad dentinogénica y la capacidad de sellado atribuida al MTA dependen completamente de las interacciones fisicoquímicas del cemento con el medio ambiente (Sarkar et al., 2005).

Una de las grandes ventajas de los silicatos de calcio es la llamada propiedad de bioactividad. Los materiales bioactivos se han definido como aquellos que “provocan una respuesta biológica en la interface de los tejidos con el material, resultando en la formación de una unión entre el material y el tejido” (Cao y Hench, 1996). Esto se ha visto reflejado en las respuestas favorables observadas cuando el material está en contacto con tejidos blandos como el tejido pulpar y el periodontal, o con tejidos duros como la dentina (Kim et al., 2015). En contacto con tejido pulpar, el material es capaz de estimular la formación de puente dentinario (Nowicka et al., 2013).

Lo ideal sería que estos materiales se utilicen en condiciones óptimas especificadas por los fabricantes pero en realidad llega a ser difícil ya que por la comunicación accidental que se ocasiona, estos materiales entran en contacto directo con fluidos como sangre o restos de otras sustancias que pudieran pasar desapercibidos, como pueden ser residuos de hipoclorito o solución fisiológica. (Torabinejad et al., 1995).

### **III.2.1 Mineral Trióxido Agregado**

El MTA, o Mineral Trióxido Agregado, es el primer silicato de calcio desarrollado para uso en odontología, en 1993 fue desarrollado por Torabinejad y

colaboradores para cumplir el criterio ideal de un cemento reparador de raíz (Lee et al., 1993). Patentado y vendido en 1995 (Torabinejad et al., 1995), y aprobado para aplicaciones endodónticas en 1998 (Maroto et al., 2014). Su principal componente es cemento de Portland tipo I (silicato de calcio), conocido como cemento de Portland ordinario, usado en construcción, al que se le ha agregado óxido de bismuto ( $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ) para proveer radiopacidad, además de poseer un tamaño de partículas más pequeño y uniforme (Torabinejad y White, 1995). La fórmula original del MTA fue desarrollada en la Universidad de Loma Linda, Estados Unidos, y es fabricada por Dentsply International (ProRoot MTA and Tooth-Colored MTA; Dentsply-Tulsa Dental, Tulsa-USA; Dentsply-Johnson City-USA). Sin embargo, han aparecido una serie de productos similares fabricados por otras compañías (Parirokh y Torabinejad, 2010).

Es un material ideal para la obturación retrograda y el sellado apical ya que tiene propiedades no tóxicas, no carcinógenas, no genotóxico, biocompatible, insoluble con fluidos, y estable dimensionalmente (Parirokh y Torabinejad, 2010). Además, fue reconocido como el material de referencia para los tratamientos en lo que se buscaba mantener la vitalidad pulpar, como las pulpotomías en dientes temporales y pulpotomías parciales en dientes permanentes (Caicedo et al., 2006).

Las propiedades físicas del MTA consisten en finas partículas hidrofílicas compuestas por silicato tricálcico, aluminio tricálcico, óxido tricálcico, óxido de silicón. El tiempo de endurecimiento del MTA es de aproximadamente de 3-4 horas. Durante sus etapas iniciales el pH es de 10.2 y cuando el material ha endurecido el pH cambia a 12.5 (Schwartz et al., 1999).

Las propiedades del MTA durante la hidratación puede verse afectadas por factores ambientales, como el pH ácido, lo cual puede causar un fracaso del tratamiento en aplicaciones clínicas (Lee et al., 2004). El óxido de bismuto usado como agente radiopacificante en la mayoría de los cementos a base de MTA, juega un papel crucial en el proceso de hidratación del silicato cálcico, así como

en el decoloración del diente, especialmente cuando está en contacto con el hipoclorito de sodio (Camilleri et al., 2006).

Una de las mejores ventajas del MTA, es su actividad antibacteriana y conducción de tejidos duros, que pueden ser resultado de su alcalinidad (Fridland y Rosado, 2003).

Se ha observado que el MTA presenta una fuerza de unión o retentiva significativamente menor que la del ionómero de vidrio, es por eso que se recomienda colocar espesores de 4 mm de MTA como barrera apical para que sea así más resistente al desplazamiento (Vargas et al., 2004).

### **III.2.1.1 Aplicaciones clínicas**

El Agregado Trióxido Mineral (MTA) tiene propiedades fisicoquímicas y mecánicas biológicas apropiadas (Sarkar et al. 2005, Hinata et al. 2017) y adecuadas para sus diversas aplicaciones clínicas diferentes (Parirokh et al.2018, Torabinejad et al.2018). En endodoncia, sus aplicaciones incluyen: material para recubrimiento pulpar directo e indirecto, pulpotomías, tratamiento de resorciones, tratamiento de la formación radicular en apexificación, y como obturación de conductos radiculares significó una nueva pauta entre los cementos reparadores; pero cuenta con algunos inconvenientes (tiempo de fraguado prolongado), se ha buscado agregar posibles aditivos para acelerar este proceso y mejorar su manejo (Hsien et al., 2003; Alhadainy, 1993). Otra desventaja frecuentemente atribuida a algunos materiales similares a MTA, como MTA Angelus y ProRoot MTA, es su difícil manejo que hace que sea difícil colocar y condensar clínicamente (Roberts et al. 2008, Torabinejad et al.2018).

Las modificaciones que se han realizado en el diseño de MTA han abordado las preocupaciones sobre el tamaño de partícula, la velocidad de fraguado, la solubilidad y, posiblemente, la toxicidad (por la reducción del contenido de metales pesados (Slpert et al., 2005).

### III.2.2 Cemento Reparador a base de silicato de calcio MTA Angelus

Desarrollado por Angelus Industria de Productos Odontológicos Ltda. (Londrina, PR, Brazil) en 2001, busca la reducción del tiempo de fraguado del original ProRoot® MTA. Desde 2002, el tiempo de fraguado de MTA Angelus se modificó de 2.5 horas a 15 minutos. La concentración de sulfato de calcio, que es la sustancia responsable del largo tiempo de fraguado, disminuyó. (Srinivasan et al., 2009).

Sin embargo, otros problemas clínicos como las propiedades de manipulación y los efectos de decoloración dental todavía están asociados con el uso clínico de MTA-Angelus. Se ha informado que la consistencia del MTA Angelus blanco es granulada y arenosa, lo que dificulta el transporte a la perforación y su compactación (Butt et al., 2014).

El MTA Angelus blanco se ha desarrollado y comercializado para sustituir el MTA gris cuando existe un compromiso estético, por lo que en su contenido tiene una reducción significativa en la proporción del componente ferroaluminato tetracálcico, siendo la ausencia de este componente la causa principal de su color. (Orozco et al., 2008). Aunque, los dientes en los cuales se utilizó MTA-Angelus blanco revelaron una decoloración grisácea con manchas debido al contenido de óxido de bismuto (Marciano et al., 2014). La presencia de sangre adyacente al entorno wMTA puede exacerbar esta decoloración.

La distribución de tamaño de las partículas, y la circularidad de las distintas partículas MTA Angelus blanco y gris son en rangos de tamaño efectivo entre 1.5-160 micras. Mientras que el porcentaje de entre 6-10 micras equivales a un 48% y 53% respectivamente (Komabayashi y Spangberg, 2008).

### **III.2.3 Cemento Reparador a base de silicato de calcio Endo-Eze™ MTAFlow (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EE. UU.)**

Es un material a base de silicato de calcio con un tamaño de partículas menor y una composición más pura que el MTA convencional. Ambos están disponibles en polvo y gel. El tamaño de las partículas del polvo son menores a 10µm las cuales permiten su aplicación fácil y fluida. Las otras características físicas del MTA Flow son las mismas que el MTA convencional. Es el único que por su consistencia fluida puede ser llevada en agujas 29 G Navitip para casos de apexificaciones y tapones apicales. El cemento MTAFlow se puede usar hasta 15 minutos después de que se haya mezclado y cinco minutos después de haber aplicado el cemento MTAFlow, se puede enjuagar y secar al aire el área sin desalojar el cemento. (Ultradent Products, 2016).

Consiste en un polvo gris de silicato di y tricálcico, óxido de bismuto como radiopacificador y un vehículo líquido compuesto de un gel a base de silicón soluble en agua. Fue desarrollado con el propósito de adquirir fácilmente una consistencia adecuada ya que puede manipularse en diferentes proporciones de polvo/gel y usarse en una variedad de aplicaciones clínicas, tales como recubrimiento pulpar, pulpotomías, perforaciones de sellado y reabsorciones, rellenos y dientes con ápice radicular incompleto (Ultradent Products, 2016)..

Guimarães et al. (2017) reportaron que MTA Flow tenía un pH alcalino, baja solubilidad, radiopacidad satisfactoria y era capaz de formar depósitos de fosfato y calcio similares a los de MTA-Angelus.

Recientemente, se informó que MTA Flow era biocompatible e inducía la biomineralización (Bueno et al.2018).

### **III.2.4 Cemento Reparador a base de silicato de calcio NeoMTA Plus (Avalon Biomed Inc. Bradenton, FL, U.S.A)**

El Neo MTA es un polvo nuevo a base de silicato tricálcico y óxido de tantalio ( $Ta_2O_5$ ) como agente radiopacificante, el cual es mezclado con un gel que provee buenas propiedades de manipulación. La cantidad de gel mezclado con el polvo puede ser variado y ser usado como sellador o en consistencia más pastosa como material de obturación retrograda. El fabricante manifiesta las indicaciones que incluyen terapias pulpares en dientes vitales (recubrimiento pulpar, pulpotomía, base cavitaria), apexificación, cemento reparador (resorciones o perforaciones), sellado retrógrado (Avalon Biomed, 2017).

El polvo es blanquecino, no contiene óxido de bismuto y está formulado para evitar pigmentar el diente. El material es bioactivo, radiopaco y logra resistencia al lavado en menos de 3 minutos, permitiendo la continuación del procedimiento restaurador. Tiene un tiempo de trabajo de 20 minutos y un tiempo de fraguado de 50 minutos cuando se mezcla hasta obtener una consistencia de masilla. La botella de polvo tiene un revestimiento desecante, lo que permite una vida útil de 3 años. El almacenamiento es a temperatura ambiente. La capacidad de mezclarlo a diferentes viscosidades ofrece versatilidad, dependiendo de la situación clínica (Avalon Biomed, 2017).

### **III.2.5 Cemento Reparador a base de silicato de calcio Biodentine (Septodont, St. Maurdes- Fosses, France)**

Biodentine fue desarrollado por la casa Septodont en Septiembre de 2010, y fue sacado al mercado en 2011. Este material es un cemento biológicamente activo que tiene propiedades mecánicas parecidas a la dentina. Puede ser usado como sustituto de dentina en la corona del diente y en la región apical (Malkondu y L., 2014).

Fue desarrollado para mejorar algunas condiciones de MTA (Camilleri et al., 2006). Debido a que el MTA presenta un tiempo de fraguado prolongado, baja resistencia a la compresión y fuerza flexural baja su campo de aplicación es limitado en áreas con poca tensión. Por lo tanto, el MTA no puede ser utilizado como base, material de núcleo o como restauración temporal (Curtis et al., 2007).

El Biodentine tiene muchas aplicaciones en la odontología, reparación en la corona y dentina, reparación de perforaciones, reabsorciones, apexificación y obturación retrograda. El polvo básicamente contiene silicato tricálcico y dicálcico (componente principal del cemento Portland), carbonato cálcico y dióxido de zirconio (radioopacidad). El líquido consiste en cloruro de calcio en una solución acuosa con una mezcla de policarboxilato. Una vez mezclado, el Biodentine fragua en aproximadamente 12 minutos y su consistencia es similar al cemento de fosfato (Strassler y Levin, 2012). Tiene un pH de 11.7 y el tamaño de sus partículas después de endurecer es de 5µm. Las propiedades mecánicas de Biodentine son más estables y necesitan menos cantidad de agua que el MTA, así como es más resistente al medio ácido (Rajasekharan et al., 2014).

Posee características que le confieren sus componentes, a diferencia del MTA que utiliza solo agua destilada para su mezcla, Biodentine utiliza una mezcla de agua destilada, calcio cloruro y un polímero hidrosoluble; en donde el cloruro de calcio actúa como un acelerador de la reacción de fraguado (Curtis et al., 2007) y el polímero hidrosoluble reduce el agua necesaria de la reacción; es así como se mejora el tiempo de fraguado inicial (Pradelle-Plasse et al., 2009).

Al ser un material que se ha utilizado como sustituto de dentina en restauraciones permanentes, se ha evaluado la resistencia a la unión que tiene el material con otros sistemas. Se ha demostrado en estudios en los cuales compararon la fuerza de unión de MTA y Biodentine, y mostraron que la resistencia al desalojo fue menor en el MTA y de igual manera que la contaminación sanguínea afecta la adhesión del MTA (Rajasekharan et al., 2014).

En el siguiente cuadro se enlistan los componentes de cada uno de los cuatro cementos base de silicato de calcio mencionados, así como su fabricante e instrucciones de uso:

Producto y fabricante	Composición	Instrucciones de uso
<b>MTA-Angelus (Angelus Industria de Productos Odontológicos, Londrina, Brazil)</b>	MTA Gris: Silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, óxido de calcio, ferroaluminato tetracálcico, óxido de bismuto. • MTA Blanco: Silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, óxido de calcio, óxido de bismuto. Líquido: Agua destilada	Mezclar 1 cucharada de polvo con 1 gota de agua destilada por 30 segundos
<b>Endo-Eze™ MTAFlow (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EE.UU.)</b>	Polvo gris de silicato di y tricálcico, óxido de bismuto como radiopacificador Líquido: Gel a base de silicona soluble en agua	<b>Recubrimiento pulpar, perforación de cámara pulpar y pulpotomía:</b> 2 cucharas grandes (0.26g) y 2 gotas (consistencia gruesa). <b>Reabsorción, apexificación, tapón apical:</b> 1 cucharada grande y 1 cucharada chica (0.19g) y 3 gotas (consistencia ligera) <b>Retroobtusión:</b> 1 cucharada grande y 1 cucharada chica (0.19g) y 1 gota (consistencia masillosa).
<b>NeoMTA Plus (Avalon Biomed Inc. Bradenton, FL, U.S.A)</b>	Polvo: silicato tricálcico ( $\text{Ca}_3\text{SiO}_5$ ), silicato dicálcico ( $\text{Ca}_2\text{SiO}_4$ ) y óxido de tantalio ( $\text{Ta}_2\text{O}_5$ ). Líquido: agua ( $\text{H}_2\text{O}$ ) y polímeros patentados.	1 cucharada de polvo (0.1gr) con una gota pequeña de gel.
<b>Biodentine (Septodont, St. Maurdes- Fosses, France)</b>	Polvo: silicato tricálcico ( $\text{Ca}_3\text{SiO}_5$ ), silicato dicálcico ( $\text{Ca}_2\text{SiO}_4$ ), carbonato de calcio ( $\text{CaCO}_3$ ), óxido de hierro ( $\text{Fe}_2\text{O}_3$ ) y óxido de circonio ( $\text{ZrO}_2$ ). Líquido: agua ( $\text{H}_2\text{O}$ ) con cloruro de calcio ( $\text{CaCl}_2$ ) y polímero soluble (policarboxilato).	1. Tomar una cápsula y golpearla en una superficie dura. 2. Abrir la cápsula y verter 5 gotas de la monodosis en la cápsula y cerrar la cápsula. Colocar la cápsula en un a una velocidad de unas 4000 a 4200 oscilaciones/mn. Y mezclar durante 30 segundos

### III.3 Resistencia a la adhesión

En odontología, es fundamental que exista una unión fuerte y duradera entre el material restaurador y la estructura dentaria. Así, se evita la microfiltración marginal y se facilita la retención de los materiales restauradores en boca (Beñaldo 2005).

La fuerza de adhesión puede ser definida como un proceso de unión entre dos superficies con diferente composición molecular como consecuencia de fuerzas químicas, mecánicas, físicas. La fuerza de adhesión de los cementos reparadores dependerá de la composición química del cemento y la superficie dentinaria (Winik y Bello-silva, 2006).

Resistencia adhesiva es la fuerza necesaria para romper una película de recubrimiento que se encuentra adherida a un sustrato. Al romperse la película, se generan distintos tipos de falla adhesiva que es la forma en que se separan los dos sustratos adheridos. Siguiendo la nomenclatura de Larsson y cols., se han distinguido para este estudio tres tipos de falla por observación con microscopía óptica de bajo aumento (Larsson M, Olsson My cols. 2000):

- a. Falla Adhesiva: falla entre el sustrato y el material de recubrimiento.
- b. Falla Cohesiva: falla dentro del material de recubrimiento.
- c. Falla Mixta: falla en ambos materiales.

La bioactividad o la interacción de los materiales de obturación retrógrada dependen de la composición química de la dentina radicular y la presencia de fosfato en el tejido biológico tisular. Así, la medición de la resistencia de adhesión del silicato tricálcico y los cementos a base de fosfato es importante para permitir la cuantificación de la interacción entre la dentina y el material. Usualmente la resistencia a la adhesión es evaluada utilizando la prueba de desalojo en cortes en

el tercio medio de la raíz y perforaciones artificiales y es un método similar sugerido para la evaluación de los cementos selladores (Saghiri y Gutmann, 2012).

La densidad de los túbulos dentinarios tiene un diámetro mayor en el tercio medio que en el tercio apical por lo que estas características pueden influir en la resistencia de adhesión que tengan los materiales de obturación retrograda (Mjör et al., 2001).

La interacción adecuada entre el cemento reparador y la superficie de dentinaria no solo depende de las características del material, sino también de las condiciones de la superficie en el momento de la obturación retrógrada. La eliminación del Smear Layer es crucial para proporcionar una interfaz adecuada, lo que lleva a una mejor adaptación del material (Deus, 2002).

En endodoncia, tanto la resistencia adhesiva como la falla adhesiva toman importancia ya que los materiales utilizados deben permanecer adheridos con la dentina radicular y con otros materiales para mantener la integridad del sellado de la obturación del SCR.

Durante sus aplicaciones clínicas, los CSC están en contacto con sangre y fluidos corporales. Varios estudios han demostrado que la exposición a la sangre afecta negativamente algunas propiedades físicas del MTA y otros CSC (Nekoofar et al., 2010).

## IV. Hipótesis

### Hipótesis de trabajo

El cemento reparador Biodentine presenta mayor resistencia a la adhesión en presencia y ausencia de sangre que los cementos reparadores MTA Angelus, NeoMTA Plus y Endo-Eze™ MTAFlow.

### Hipótesis nula

El cemento reparador Biodentine no presenta mayor resistencia a la adhesión en presencia y ausencia de sangre que los cementos reparadores MTA Angelus, NeoMTA Plus y Endo-Eze™ MTAFlow.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## **V. Objetivos**

### **V.1 Objetivo general**

Determinar entre cuatro cementos a base de silicato de calcio, cual posee mayor resistencia a la adhesión en presencia y ausencia de sangre.

### **V.2 Objetivos específicos**

- Evaluar la resistencia a la adhesión que presenta el MTA Angelus en presencia y ausencia de sangre.
- Evaluar la resistencia a la adhesión que presenta el NeoMTA Plus MTA en presencia y ausencia de sangre.
- Evaluar la resistencia a la adhesión que presenta el Biodentine en presencia y ausencia de sangre.
- Evaluar la resistencia a la adhesión que presenta el Endo-Eze™ MTAFlow en presencia y ausencia de sangre.
- Comparar cuál de los cuatro cementos reparadores tiene mayor resistencia a la adhesión en presencia y ausencia de sangre.

## **VI. Material y métodos**

### **VI.1 Tipo de investigación**

Estudio experimental *in vitro*

### **VI.2 Población o unidad de análisis**

Dientes unirradiculares de un solo conducto seccionados transversalmente a un grosor de 2 mm, instrumentados a un diámetro de 1.5 mm y obturados 2 mm con cementos reparadores.

### **VI.3 Muestra y tipo de muestra**

Sesenta y cuatro dientes unirradiculares de un solo conducto seccionados transversalmente a un grosor de 2 mm, instrumentados a un diámetro de 1.5 mm y obturados 2 mm con cementos reparadores: Se dividieron en ocho grupos, los primeros cuatro grupos de ocho dientes cada subgrupo se mezclaron los cementos a base de silicato de calcio conforme a las indicaciones del fabricante, mientras que los últimos cuatro grupos de igual forma con ocho dientes cada subgrupo fueron mezclados en contacto con sangre. Los cementos utilizados fueron MTA Angelus, NeoMTA, MTA Flow y Biodentine.

### VI.3.1 Criterios de selección

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión	Criterios de eliminación
------------------------	------------------------	--------------------------

Dientes unirradiculares que presentaron:

- |   |   |   |
|---|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Un solo conducto</li><li>• Ápices completos</li></ul> | <ul style="list-style-type: none"><li>• Caries radicular</li><li>• Curvaturas radicales</li><li>• Tratamiento de conductos</li><li>• Calcificaciones</li><li>• Reabsorciones</li><li>• Fractura radicular o fisuras</li></ul> | <ul style="list-style-type: none"><li>• Alguna separación de un instrumento o fractura durante su procesamiento que imposibilitará la evaluación de las variables de interés.</li></ul> |
|---|---|---|

### VI.3.2 Variables estudiadas

**Variables Independientes:** Biodentine (Septodont), MTA Angelus, Endo-Eze MTA Flow (Ultradent), NeoMTA (Avalon Biomed).

**Variables dependientes:** Resistencia a la adhesión (MPa).

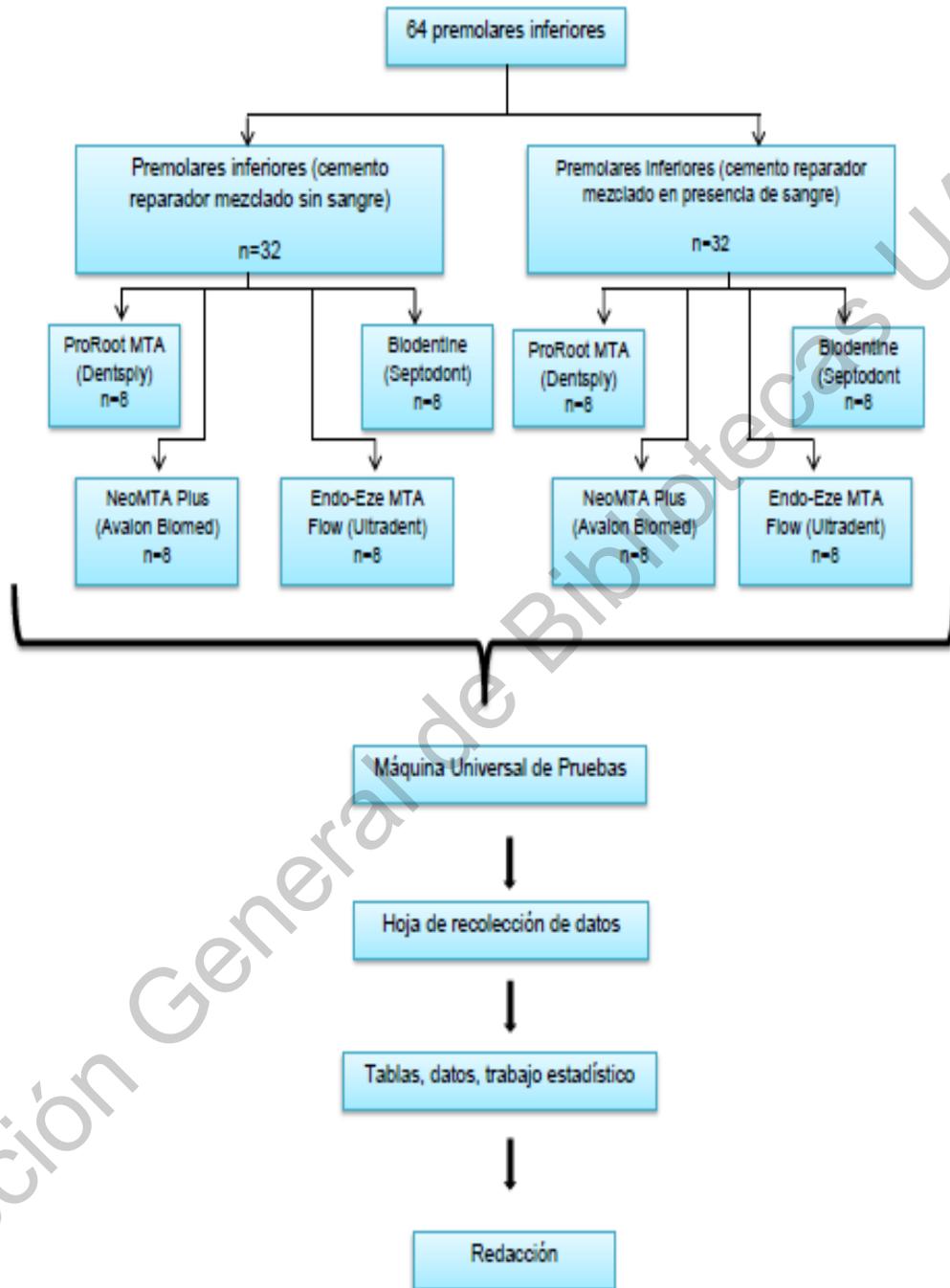
Variable	Definición conceptual	Definición Operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Biodentine (Septodont)	Material Bioactivo a base de silicato de calcio con propiedades similares a la dentina que ha presentado potencial de reparación en el tejido pulpar y no ha mostrado citotoxicidad sobre células pulpares y del ligamento periodontal.	Mezclar el material bajo las instrucciones del fabricante para ser colocado como material de obturación retrógrada.	Cuantitativa	Continua	Milímetros
MTA Angelus	Polvo compuesto de finas partículas hidrofílicas que se endurecen en presencia de humedad a base de silicato de calcio.	Mezclar el material bajo las instrucciones del fabricante para ser colocado como material de obturación retrógrada.	Cuantitativa	Continua	Milímetros
NeoMTA	Sistema de gel y polvo que consiste en un polvo extremadamente fino, inorgánico de silicato tricálcico y dicálcico, que fija los líquidos o geles a base de agua. Es un material bioactivo y radiopaco.	Mezclar el material bajo las instrucciones del fabricante para ser colocado como material de obturación retrógrada.	Cuantitativa	Continua	Milímetros

Variable	Definición conceptual	Definición Operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Endo-eze MTA Flow	Material bioactivo en un sistema de polvo y líquido/gel que consiste en un polvo extremadamente, fino, radiopaco e inorgánico a base de silicato tricálcico y dicálcico que se mezcla con un gel a base de agua.	Mezclar el material bajo las instrucciones del fabricante para ser colocado como material de obturación retrógrada.	Cuantitativa	Continua	Milímetros

### Variables dependientes

Variable	Definición conceptual	Definición Operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Resistencia a la adhesión	Proceso de unión entre dos superficies con diferente composición molecular como consecuencia de fuerzas químicas, mecánicas, físicas.	Realizando un ensayo en la máquina universal de pruebas.	Cuantitativa	Continua	MPa

## VI.4 Técnicas e instrumentos



## VI.5 Procedimientos

### VI.5.1 Recolección de muestra y materiales

Se realizó un estudio experimental *in vitro* en donde se recolectaron órganos dentales unirradiculares extraídos por motivos ortodóncicos o enfermedad periodontal recolectados de diferentes consultorios del país, así como de la Clínica de Odontología de la Universidad Autónoma de Querétaro, los cuales fueron extraídos por razones ajenas al estudio informándole al paciente si deseaba donar sus órganos dentales para realizar dicho estudio, sin fines de lucro y cuyo único propósito era realizar la investigación. Posteriormente fueron almacenados en un medio adecuado para su conservación (Fig. 1).

Se adquirieron los cementos reparadores Biodentine (Septodont), MTA-Angelus® blanco, Endo-Eze™ MTAFlow (Ultradent) y NeoMTA (Avalon Biomed) (Fig. 2).

Figura 1. Órganos dentales recolectados y almacenados para el estudio



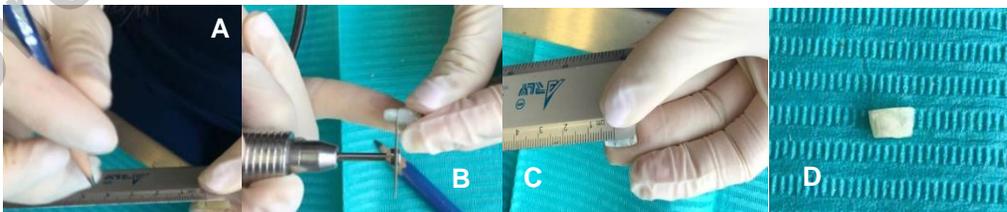
Figura 2. (A) Cápsula y ampolleta de Biodentine, (B) MTA Angelus (C) NeoMTA Plus y (D) Endo-Eze™ MTAFlow (Ultradent)



### VI.5.2 Preparación de los especímenes

Sesenta y cuatro dientes unirradiculares extraídos por razones periodontales u ortodóncicas, fueron seccionados transversalmente con discos de diamante e irrigación a un grosor aproximado de 2.5 mm usando un micromotor dental (fig. 3). Posteriormente al obtener las secciones se midieron con un vernier y se lijaron (lija de agua grano 2000) hasta obtener el grosor de 2 mm. El conducto fue instrumentado usando fresas Gates Glidden (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) de tamaño 3-4 y posteriormente instrumentadas con un Drill (ParaPost Fiber Lux Plus) color negro de diámetro 1.5 mm para estandarizar las cavidades. Las secciones fueron sumergidas en hipoclorito de sodio (NaOCL) al 2.5% durante 2 minutos. Las muestras después fueron lavadas en agua destilada y secadas.

Figura 3. (A) Medición de 3 mm para recortar el ápice. (B) Se secciona el diente transversalmente 3 mm y se eliminó el ápice (C) Se vuelve a medir el diente para obtener un sección de 2.5 mm. (D) Sección radicular de 2.5 mm



Las secciones radiculares fueron divididas aleatoriamente en dos grupos de acuerdo si iban a ser mezcladas según las indicaciones del fabricante o mezcladas en presencia de sangre (n=32), posteriormente cada grupo se dividió en 4 subgrupos según el material que se evaluó (n=8). Los grupos se conformaron de la siguiente manera:

Grupo 1. Indicaciones del fabricante:

- 1.1 Cemento Reparador Endo-Eze™ MTAFlow (Ultradent) (n=8).
- 1.2 Cemento Reparador Biodentine (Septodont) (n=8).
- 1.3 Cemento Reparador MTA-Angelus® blanco (n=8).
- 1.4 Cemento Reparador NeoMTA (Avalon Biomed) (n=8).

Grupo 2. Cementos mezclados en presencia de sangre:

- 2.1 Cemento Reparador Endo-Eze™ MTAFlow (Ultradent) (n=8).
- 2.2 Cemento Reparador Biodentine (Septodont) (n=8).
- 2.3 Cemento Reparador MTA-Angelus® blanco (n=8).
- 2.4 Cemento Reparador NeoMTA (Avalon Biomed) (n=8).

Se realizó una placa personalizada de 2mm de altura por 4 cm de largo para colocar en ella 3 secciones radiculares y se añadióacrílico alrededor de estos para formar un solo bloque rectangular, el cual posteriormente serviría de base para colocarlo en la maquina universal de pruebas. Se fabricaron 22 bloques con 3 secciones radiculares cada uno (Fig. 4A).

### **VI.5.3 Obtención de la muestra sanguínea, obturación de las cavidades, y contaminación de los especímenes con sangre**

La muestra sanguínea fue obtenida de un donador voluntario sano, el cual donó la sangre requerida, esta se obtuvo utilizando tubos BD Vacutainer® y de

una sola intención para obtener el volumen necesario para realizar el estudio. El voluntario dio su consentimiento informado para la toma de la muestra sanguínea de conformidad con los "principios éticos de la Declaración de Helsinki". Posteriormente fue almacenada en un ambiente adecuado para cuando fuera requerida.

En el grupo 1: Todos los cementos se mezclaron mecánicamente, siguiendo las indicaciones de cada fabricante y en las condiciones más asépticas posibles. Se espatuló hasta conseguir una mezcla homogénea, posteriormente se colocó en las cavidades con ayuda de un portaamalgamas y un condensador de amalgama (#h1 hollenback,plgh1,hu-friedy) para compactar el material. El exceso de material se eliminó. Las muestras fueron colocadas en una incubadora digital y para obtener un ambiente húmedo se colocó 8 ml de agua destilada distribuyéndola de tal forma que no estuviera en contacto directo con las muestras y fueron almacenadas a 36 ° C durante 7 días para permitir que los cementos fraguaran. Este procedimiento se repitió con cada uno de los cementos utilizados (Fig 4B y 4C).

Para el grupo 2 de igual forma los cementos fueron mezclados mecánicamente, en las condiciones más asépticas posibles, se colocó la porción polvo-líquido y se agregó una gota de sangre (30ul) con ayuda de una micro pipeta (Science Med, Finland technology), posteriormente se espatuló hasta conseguir una mezcla homogénea y se colocó en las cavidades siguiendo los pasos del grupo 1. De la misma manera las muestras fueron colocadas en la incubadora recreando un ambiente húmedo colocando 8 ml de agua destilada en una gasa distribuyéndola de tal forma que no estuviera en contacto directo con las muestras y fueron almacenadas a 36°C durante 7 días para permitir que los cementos fraguaran. Este procedimiento se repitió con cada uno de los cementos utilizados (Fig 4B y 4C).

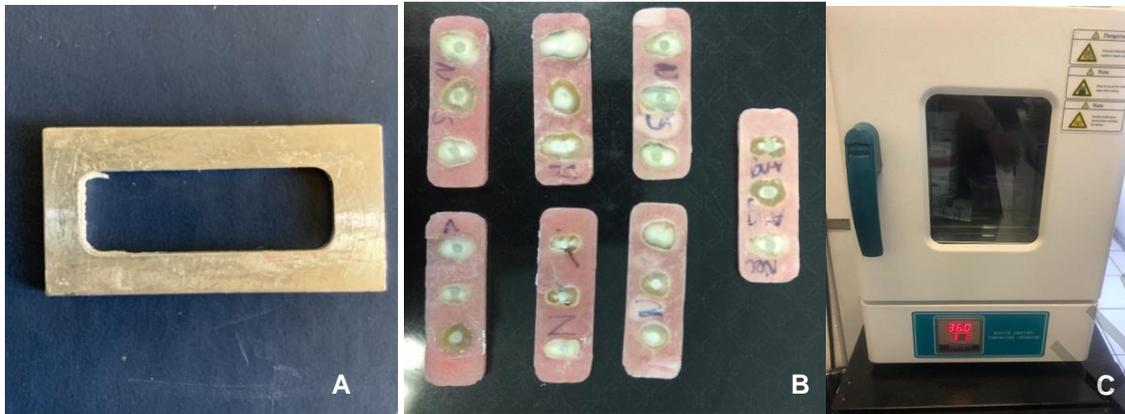


Figura 4. (A) Placa personalizada de 2 mm de grosor (B) Secciones radiculares en muestras de 3 colocadas en acrílico (C) Muestras almacenadas a una temperatura constante de 36°C durante 7 días.

#### VI.5.4 Máquina Universal de Pruebas

La resistencia de la adhesión de los materiales se determinó utilizando una Máquina de prueba universal (CMS Metrology 21559044, STC-500kg) (Fig 5A).

Se utilizó un cilindro de metal, al cual se le colocó la placa de acrílico que contenía 3 muestras, sostenidas por 4 tornillos que hacían contacto con cada lado de la placa (Fig 5B). El Drill (ParaPost Fiber Lux Plus) color negro de diámetro 1.5 mm fue cortado de su parte activa y se utilizó como cruceta para realizar la prueba, esta funcionaba a una velocidad de 1 mm/min para aplicar fuerza sobre el cemento reparador a base de silicato de calcio hasta el desalojo del material. La cruceta tenía un espacio libre de aproximadamente 0.2 mm desde el margen de la pared dentinaria para asegurar el contacto con el cemento reparador solamente (Fig 5C). La fuerza máxima (F-max) aplicada en el momento se registró en Newtons, posteriormente esta fuerza se transformará en tensión y se medirá en MPa.

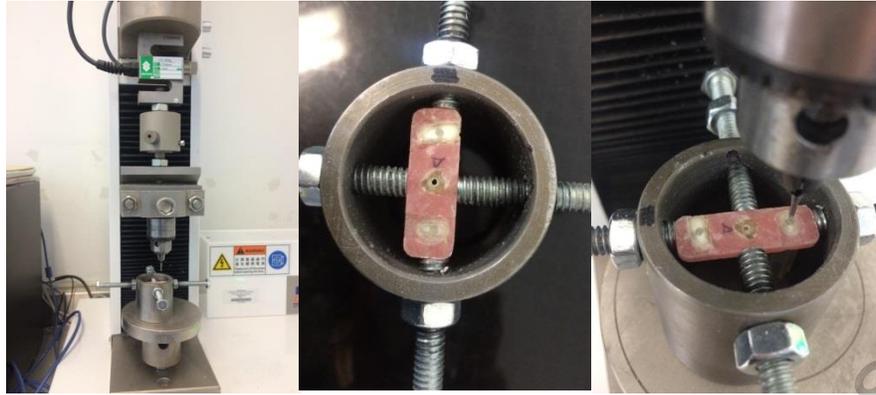


Figura 4. (A) Máquina universal de pruebas (B) Se colocó la placa de acrílico, en el accesorio de la máquina de pruebas y se ajustó con la ayuda de 4 tornillos (C) La cruzeta solo debía estar en contacto con la muestra de cemento, sin tocar dentina.

Las fórmulas utilizadas para la conversión a MPa fueron:

$$\text{Área de la superficie con cemento reparador (mm}^2\text{)} = \left( \frac{D_1 + D_2}{2} \right) \times \pi \times h$$

Donde  $D_1$  y  $D_2$  son los diámetros (1.5mm),  $\pi$  es constante 3.14 y  $h$  es la altura (2mm). El área de la superficie es 9.42 mm<sup>2</sup>

Mientras que para la resistencia a la adhesión en MPa se utilizó la siguiente formula:

$$\text{Resistencia a la Adhesión (MPa)} = \frac{F\text{-max (N)}}{\text{Área de la superficie (mm}^2\text{)}}$$

Algunas muestras fueron elegidas aleatoriamente para ser observadas en un microscópicamente y evaluar la falla (adhesivas, cohesivas y mixtas) que pudieron ocurrir debido al desalajo del cemento reparador del diente (Fig. 5, 6, 7 y 8).

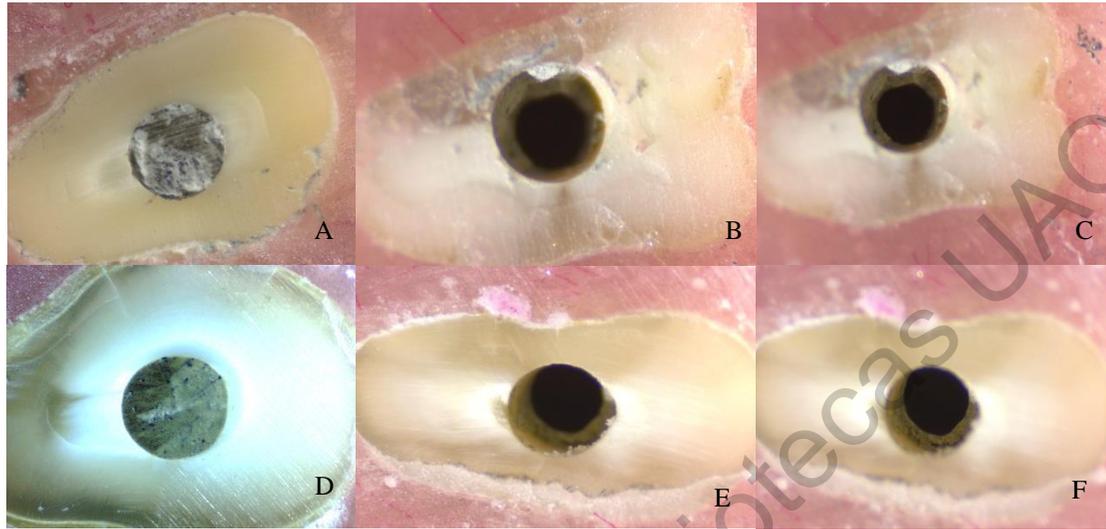


Figura 5 MTAFlow. (A) Cemento reparador MTA flow mezclado según las instrucciones del fabricante (B y E) Se puede observar el contorno de la cavidad después del desalojo y cemento alrededor en las muestras mezcladas según las indicaciones del fabricante y mezcladas con sangre respectivamente. (C y F) Se observa la luz de la cavidad, en el cual se ve que hay cemento adherido a las paredes en las muestras mezcladas según las indicaciones del fabricante y mezcladas con sangre respectivamente. (D) Cemento Mta Flow dentro de la cavidad mezclado en presencia de sangre.

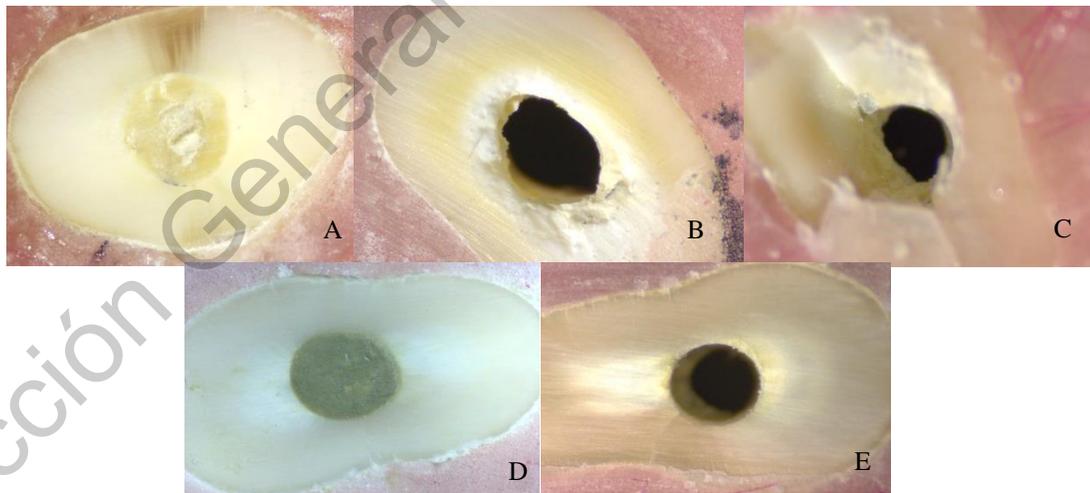


Figura 6 Biodentine. (A) Cemento reparador Biodentine mezclado según las instrucciones del fabricante (B y E) Se puede observar el contorno de la cavidad después del desalojo en las muestras mezcladas según las indicaciones del fabricante y mezcladas con sangre respectivamente. (C) Se observa la luz de la cavidad, en el cual se ve que hay cemento adherido a las paredes. (D) Cemento biodentine dentro de la cavidad mezclado en presencia de sangre

Figura 7 MTA Angelus. (A) Cemento reparador MTA angelus mezclado según las instrucciones del fabricante (B y C) Se puede observar el contorno de la cavidad después del desalojo en las muestras mezcladas según las indicaciones del fabricante y como existe muy poco cemento adherido a las paredes dentinarias. (D) Cemento MTA Angelus dentro de la cavidad mezclado en presencia de sangre. (E) Cavidad que muestra el desalojo casi total del cemento de las paredes dentinarias, el cual fue mezclado en presencia de sanare.

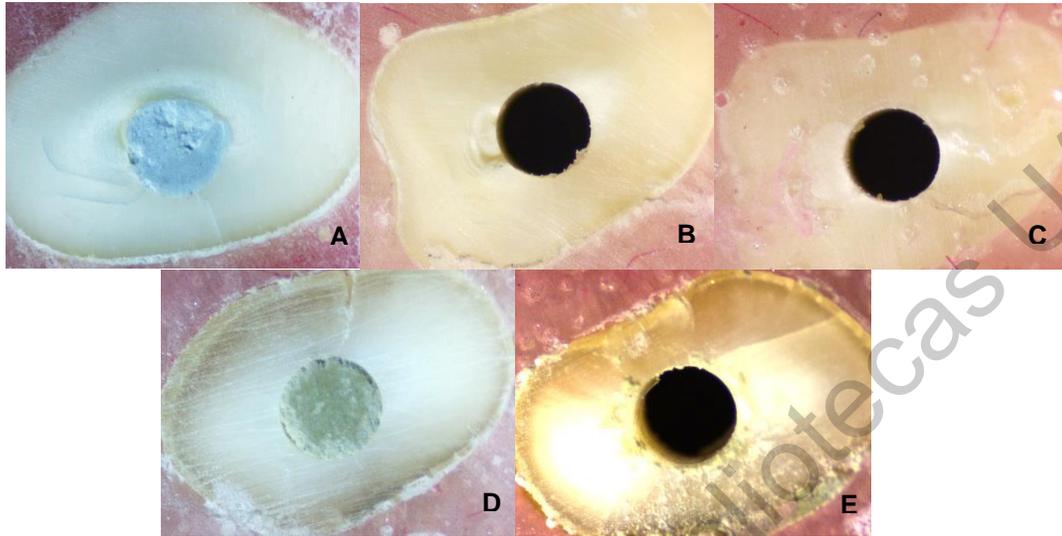
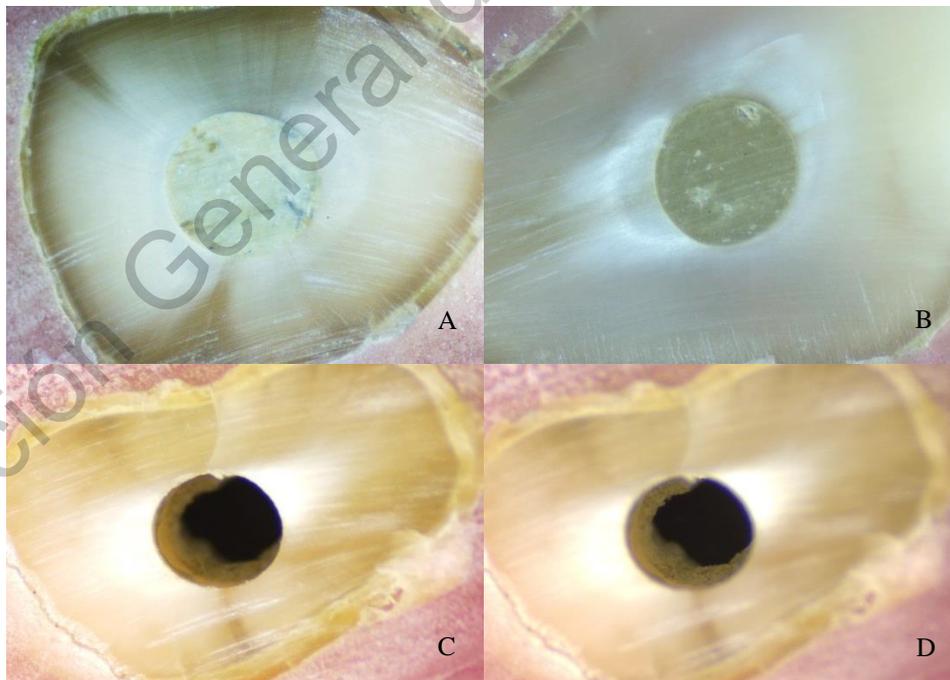


Figura 8 NeoMTA Plus. (A) Cemento reparador NeoMTA Plus mezclado según las instrucciones del fabricante (B) Cemento NeoMTA Plus dentro de la cavidad mezclado en presencia de sangre (C y D) Se puede observar el contorno de la cavidad después del desalojo en las muestras mezcladas con sangre, en las cuales se puede apreciar cemento adherido a las paredes dentinarias.



### **VI.5.5 Análisis estadístico**

Los datos obtenidos de cada grupo se expresaron en valores cuantitativos y la información se procesó en el programa de Excel 2010, los datos se expresaron en media, desviación estándar y rango; fueron sometidos a un análisis estadístico ANOVA y prueba Tukey para comparaciones múltiples, y detectar diferencias estadísticamente significativas. La significancia estadística fue establecida en  $P < 0.0001$ .

### **VI.5.6 Consideraciones éticas**

En el presente estudio se utilizaron dientes unirradiculares de un solo conducto extraídos por motivos ortodóncicos o enfermedad periodontal recolectados de diferentes consultorios del país, así como de la Clínica de Odontología de la Universidad Autónoma de Querétaro, estos fueron extraídos por razones ajenas al estudio y se le informó al paciente si deseaba donar sus órganos dentales para realizar dicho estudio, aclarándole que serían utilizados sin fines de lucro y cuyo único propósito era la de realizar la investigación.

Las muestras sanguíneas se obtuvieron de un voluntario sano el cual donó la sangre requerida para este estudio la cual se realizó de una sola intención para obtener el volumen necesario para realizar el estudio, esto se realizó utilizando un Vacutainer, el paciente dio su consentimiento informado para la toma de muestras sanguíneas de conformidad con los "principios éticos de la Declaración de Helsinki".

## VII. Resultados

El valor más alto registrado de resistencia a la adhesión dentinaria lo mostró Biodentine (Septodont) mezclado según las indicaciones del fabricante ( $10.90 \pm 3.26$  MPa), mientras que el valor más bajo lo registró MTA Angelus mezclado con sangre ( $4.62 \pm 2.01$  Mpa).

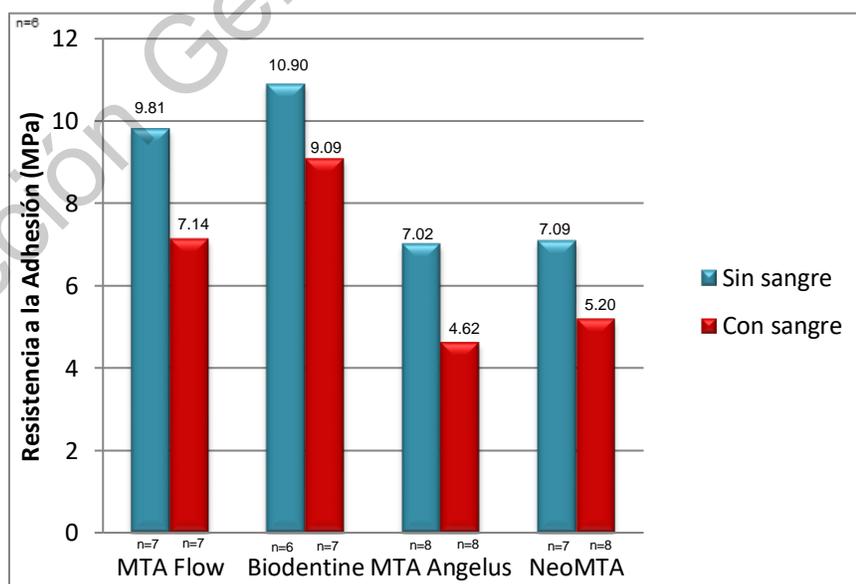
Para las muestras mezcladas según las indicaciones del fabricante el valor más alto fue  $10.90 \pm 3.26$  MPa, en tanto que el valor más bajo fue  $7.02 \pm 2.47$  MPa correspondientes a Biodentine y MTA Angelus® Blanco respectivamente.

Los resultados para las muestras mezcladas en presencia de sangre los resultados mostraron que de la misma forma Biodentine y MTA Angelus® Blanco fueron el valor más alto y bajo ( $9.09 \pm 1.96$  y  $4.62 \pm 2.01$  Mpa respectivamente).

En la gráfica 1 se observa la media de los valores de la resistencia a la adhesión en MPa para los cuatro cementos reparadores a base de silicato de calcio en presencia y ausencia de sangre.

**Gráfica 1. Media de los valores de la resistencia a la adhesión**

**N=58**



**Fuente. Hoja de recolección de datos**

En los cuadros 1, 2, 3 y 4 se analiza la media, desviación estándar y rango de la resistencia a la adhesión dentinaria de los cementos reparados a base de silicato de calcio Endo-Eze™ MTAFlow (Ultradent), Biodentine, MTA Angelus® Blanco y NeoMTA (Avalon Biomed) respectivamente, almacenados durante 7 días. Ninguno de los cementos mostró una diferencia estadísticamente significativa (0.0001), sin importar si el cemento fue mezclado según las indicaciones del fabricante o en presencia de sangre.

Cuadro 1. Comparación de los valores de resistencia a la adhesión a la dentina del cemento Endo-Eze™ MTAFlow (Ultradent) en presencia y ausencia de sangre.

Grupo	MTA Flow (n=7)	MTA Flow con sangre (n=7)	P value*
Media ±S.D. (rango)			
MPa	9.81± 2.59 (5.57-14.03)	7.14± 3.25 (3.35-12.2)	0.0001

SD Desviación estándar, MPa Megapascales, MTA: Mineral trióxido agregado,\*Análisis de varianza ANOVA.

Cuadro 2. Comparación de los valores de resistencia a la adhesión a la dentina del cemento Biodentine (Septodont) en presencia y ausencia de sangre.

Grupo	Biodentine (n=6)	Biodentine con sangre (n=7)	P value*
Media ±S.D. (rango)			
MPa	10.90± 3.26 (6.56-15.78)	9.09± 1.96 (6.62-11.17)	0.0001

SD Desviación estándar, MPa Megapascales,\*Análisis de varianza ANOVA.

Cuadro 3. Comparación de los valores de resistencia a la adhesión a la dentina del cemento MTA Angelus® Blanco en presencia y ausencia de sangre.

Grupo	MTA Angelus (n=8)	MTA Angelus con sangre (n=8)	P value*
Media ±S.D. (rango)			
MPa	7.02± 2.47 (3.42-10.62)	4.62± 2.01 (2.05-7.42)	0.0001

SD Desviación estándar, MPa Megapascales, MTA Mineral trióxido agregado,\*Análisis de varianza ANOVA.

Cuadro 4. Comparación de los valores de resistencia a la adhesión a la dentina del cemento NeoMTA (Avalon Biomed) en presencia y ausencia de sangre.

Grupo	NeoMTA (n=7)	NeoMTA con sangre (n=8)	P value*
Media ±S.D. (rango)			
MPa	7.09± 2.48 (3.47-11.21)	5.20± 1.95 (3.12-8.16)	0.0001

SD Desviación estándar, MPa Megapascales, MTA Mineral trióxido agregado,\*Análisis de varianza ANOVA.

Los resultados de la resistencia a la adhesión dentinaria de los cementos Biodentine (10.90 MPa) y MTA Flow (9.81 MPa) ambos mezclados según las indicaciones del fabricante muestran una diferencia significativa (<0.0001) comparados con los cementos MTA Angelus y NeoMTA mezclados en presencia de sangre (4.62 y 5.20 MPa respectivamente). De igual forma existe una diferencia significativa (<0.0001) para Biodentine mezclado con sangre y el MTA Angelus también con sangre (9.09 y 4.62 MPa respectivamente).

## VIII. Discusión

Existen varios métodos para evaluar la adhesión de los materiales dentales a la dentina, como las pruebas de resistencia a la tracción, al corte y al empuje. Se ha demostrado que la prueba de desalojo es eficiente y confiable para evaluar la fuerza de adhesión de un material dental (Goracci et al, 2004). La fuerza de unión de los materiales de obturación retrógrada dependen de la composición química del cemento y la superficie de la dentina (Winik et al., 2006).

Nagas et al. (2016) y Gunesser et al. (2013) informaron que Biodentine tenía una mayor fuerza de unión que ProRoot MTA. Llegaron a la conclusión de que los valores más altos de resistencia a la adhesión de Biodentine pueden, en parte, ser el resultado de su tamaño de partícula más pequeño, que tiene el potencial de mejorar la penetración del cemento en los túbulos dentinarios, lo que lleva a una mejor adhesión. Estos resultados concuerdan con los de este estudio, ya que los valores más altos los presentó Biodentine en sus dos grupos mezclado según las instrucciones del fabricante y en presencia de sangre.

Sevinç et al. (2016) realizaron un estudio en el cual informaron que el Neo MTA Plus mezclado con gel o agua tenía valores medios de resistencia a la adhesión similares y que ambas mezclas tenían valores de fuerza de unión más altos que ProRoot MTA y Biodentine. Esto difiere a los resultados del presente estudio, ya que Neo MTA Plus presentó el segundo valor más bajo en ambos grupos, solo por arriba de los valores de MTA Angelus.

Las muestras se almacenaron durante una semana antes de las pruebas mecánicas para permitir la hidratación del constituyente de silicato dicálcico en los cementos de silicato, que es responsable del aumento de la resistencia a la compresión durante la semana siguiente después de la mezcla (Torabinejad y White, 1995).

La resistencia a las fuerzas de desalojo, especialmente en situaciones clínicas como la exposición a sangre y fluidos corporales, puede ser un factor

importante para el éxito de los tratamientos de endodoncia. En condiciones clínicas como la terapia pulpar vital, la reparación de perforaciones y la obturación retrograda, inevitablemente existe contacto con sangre. Muchos estudios han confirmado que la exposición a la sangre puede afectar negativamente muchas propiedades de los cementos a base de silicato de calcio (Song et al., 2015). Las células y proteínas en la sangre, como la albúmina, pueden ocluir fácilmente los túbulos dentinarios y crear espacios entre el material de reparación y las paredes de la dentina (Radmania et al., 2009).

Ashofteh et al. (2017) muestran un estudio donde evaluaron ProRoot MTA blanco, CEM Cement, ERRM Putty y Biodentine; de acuerdo con los resultados del estudio actual, Biodentine exhibió los valores más altos de resistencia a la adhesión, atribuyendo este resultado al tamaño de partículas que presenta Biodentine, mientras que los valores más bajos se observaron en el cemento ProRoot MTA blanco y CEM. Además informan que la fuerza de unión fue en aumento en los cuatro cementos que estudiaron y que los efectos negativos de la sangre en la fuerza de enlace de expulsión pueden compensarse con el tiempo. Esto de la misma manera concuerdan con los resultados de este estudio, ya que aunque el valor más bajo lo presentó MTA Angelus, hay que recordar que su composición es muy similar al Proroot MTA blanco.

## **IX. Conclusiones**

Los resultados de este estudio toman relevancia clínica, ya que los materiales a base de silicato de calcio poseen muchas características favorables que ayudan a la preservación del órgano. Estos materiales se someten indirectamente a fuerzas oclusales, lo que podría reflejarse en su capacidad de sellado, por lo que su adhesión a las paredes dentinarias es de suma importancia a la hora del éxito clínico.

Como se ha venido observando con el paso del tiempo se han desarrollado múltiples cementos a base de silicato de calcio, y el que ha tomado mayor relevancia ha sido el Biodentine el cual se presenta como un sustituto bioactivo de dentina, con diversas propiedades y que además no pigmenta el diente. Los resultados del presente estudio considera el Biodentine como un material de elección para los diversos procedimientos endodónticos como terapias pulpares, perforaciones, reabsorciones, obturaciones retrogradas y otras más, ya que además de sus diversas propiedades, mostro una buena adhesión a las paredes dentinarias en presencia y ausencia de sangre, siendo superior a los otros 3 cementos, así como ser el más sencillo de manipular.

## **X. Propuestas**

Realizar más investigaciones a los cementos a bases de silicato de calcio, ya que con el paso del tiempo y el avance en tecnología se han desarrollado múltiples materiales, y así poder encontrar el material ideal según la situación clínica que se presente.

Se recomienda utilizar los cementos según las indicaciones del fabricante para asegurarse que la solubilidad se mantenga al mínimo y evitar la desintegración de los materiales, pero debido a que es casi imposible lograr un completo secado y que se entre en contacto con otros fluidos, como puede ser la sangre, utilizar el material con la mayor adhesión.

Desarrollar una técnica más precisa para llevar a cabo las pruebas de desalojo, para evaluar de la manera más precisa los materiales dentales que utilizamos en endodoncia.

Dirección General de Bibliotecas UJAQ

## XI. Bibliografía

Accorinte M.L., Loguercio A.D., Reis A., Bauer J.R., Grande R.H., Murata S.S., Souza V., Holland R. 2009. Evaluation of two mineral trioxide aggregate compounds as pulp capping agents in human teeth. *Int. Ended.* 42:122-28.

Ashofteh Yazidi K., Bokhara B., Sabetmoghaddam T., Meraji N., Kharazifard M.J. 2017. Effect of Blood Exposure on Push-Out Bond Strength of Four Calcium Silicate Based Cements. *Iran. Endod. J.* 12(2):196-200.

Bakland L.K. 2000. Management of traumatically injured pulps in immature teeth using MTA. *J. Calif. Dent. Assoc.* 28(11):855-858.

Beñaldo C. 2005. "Estudio comparativo in vitro de la microfiltración de restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema adhesivo convencional y otras realizadas con un sistema adhesivo con nanorelleno." Trabajo de investigación para optar el título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile.

Burak, Mehmet, Guneser Dds., Makbule Bilge, Akbulut Dds., Ayce Unverdi, Eldeniz Dds. 2013. Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation. *J. Endod.* 39(3):380–84.

Butt N., Talwar S., Chaudhry S., Nawal RR., Yadav S., Bali A. 2014. Comparison of physical and mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine. *Indian. J. Dent. Res.* 25:692-697.

Camilleri J. 2007. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int. Endod. J.* 40:462-70.

Cao WP., Hench LL. 1996. Bioactive materials. *Ceram. Int.* 22(6):493-507.

Carmona-Reyes J.F., M.S Felipe., W.T Felipe. 2010. The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland sealer on dentin enhances the push-out strength. *J. Endod.* 36(2):286-291.

Darvell B.W., Wu R.C.T. 2011. "MTA"—an hydraulic silicate cement: review update and setting reaction. *Dent Mater J.* 27(5):407-422.

El-ma A.M., Qualtrough A.J.E, and Watts D. 2013. The effect of smear layer on the push-out bond strength of root canal calcium silicate cements. *Dent. Mater.* 29(7):797–803.

Eidelman E., Holan G., Fuks A.B. 2001. Mineral trioxide aggregate vs. formocresol in pulpotomized primary molars: a preliminary report. *Pediatr. Dent.* 23(1):15-18.

Faraco Jr I.M., Holland R. 2001. Response of the pulp of dogs to capping with mineral trioxide aggregate or a calcium hydroxide cement. *Dent. Traumatol.* 17(4):163-166.

Friland M., Rosado R. 2003. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J. Endod.* 29:814-7.

Gartner A.H., Dorn S.O. 1992. Advances in endodontic surgery. *Dent. Clin. North. Am.* 36(2):357-378.

Goracci C., Tavares A.U., Fabianelli A. 2004. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur. J. Oral. Sci.* 112:353–361.

Guerreiro T.J.M., and Camilleri J. 2017. Physicochemical properties and dentin bond strength of a tricalcium silicate-based retrograde material. *Braz. Dent. J* 28(1):51–56.

Guneser M.B., Akbulut M.B., Eldeniz A.U. 2013. Effect of various endodontic irrigants on the pushout bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *J. Endod.* 39:380–384.

Kaur M., Singh H., Dhillon J.S., Batra M., and Saini M. 2017. MTA versus Biodentine: Review of literature with a comparative analysis. *11(8):3–7.*

Kim J.R., Nosrat A., Fouad A.F. 2015. Interfacial characteristics of Biodentine and MTA with dentine in simulated body fluid. *J. Dent.* 43(2):241-247.

Komabayashi T., Spanberg L.S. 2008. Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: a study with a flow particle image analyzer. *J. Endod.* 34:98-8.

Larsson M., Olsson M., Hedenqvist P., Hogmark S. 2000. Mechanisms of coating failure as demonstrated by scratch and indentation testing of TiN coated HSS. *Surf. Eng.* 16:436-444.

Lee, S.J., Mehdi M., Torabinejad M. 1993. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J. Endodon.* 19(11):541–44.

Lemon R.R. 1992. Nonsurgical repair of perforation defects. Internal matrix concept. *Dent. Clin. North. Am.* 36(2):439-457.

Madfa A.A., Fadhel A.A., Nasr H Al-qudami Al-kudami. 2014. Endodontic repair filling materials : A review article. *Br. J. Med. Med. Res.* 4(16):3059–79.

Marciano M.A., Costa R.M., Camilleri J., Mondelli R.F., Guimarães B.M., Duarte M.A. 2014. Assessment of color stability of white mineral trioxide aggregate angelus and bismuth oxide in contact with tooth structure. *J. Endod.* 40:1235-1240.

Marques J.H., and Corrêa Y.T. 2015. New methodology to evaluate bond strength of root-end filling materials. *Braz. Dent. J.* 26(3):288–91.

Mjör, I.A., Smith M.R., Ferrari M., and Mannocci F. 2001. The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int. Endod. J.* 34(5):346-53.

Nagas E., Cehreli Z.C., Uyanik M.O. 2016. Effect of several intracanal medicaments on the pushout bond strength of ProRoot MTA and biodentine. *Int. Endod. J.* 49:184–188.

Nekoofar M.H., Oloomi K., Sheykhrezae M., Tabor R., Stone D.F., Dummer P.M.H. 2010. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int. Endod. J.* 43(10):849-58.

Nowicka A., Lipski M., Parafiniuk M., Sporniak-Tutak K., Lichota D., Kosierkiewicz A. 2013. Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J. Endod.* 39(6):743-747.

Orosco F., Bramante C., Garcia R., Bernadineli N., Moraes I. 2008. Sealing ability of grar MTA AngelusTM, CPM TM and MBPc used as apical plugs. *J. Appl. Oral. Sci.* 16(1):50-4.

Remadnia A., Dheilily R., Laidoudi B., Quéneudec M. 2009. Use of animal proteins as foaming agent in cementitious concrete composites manufactured with recycled PET aggregates. *Constr. Build. Mater.* 23(10):3118-23.

Reeh ES., and Combe EC. 1997. A new single-step technique for apical retrofilling that significantly reduces microleakage. *J. Endod.* 23(3):149–51.

Saghiri MA., Shokouhinejad N, Lotfi M, Aminsobhani M, Saghiri AM. 2010. Push-out bond strength of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. *J. Endod.* 36(11):1856-1859.

Sarkar N.K., Caicedo R., Ritwik P., Moiseyeva R., Kawashima I. 2005. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J. Endod.* 31:97-100.

Sipert C.R, Hussne R.P, Nishiyama C.K., Torres S.A. 2005. In vitro antimicrobial activity of Fill Canal, Sealapex, Mineral Trioxide Aggregate, Portland cement and EndoRez. *Int. Endod. J.* 38:539–43.

Song M., Yue W., Kim S., Kim W., Kim Y., Kim J-W., Kim E. 2015. The effect of human blood on the setting and surface micro-hardness of calcium silicate cements. *Clin. Oral. Investig.* 1-9.

Srinivasan V., Waterhouse P., Whitworth J. 2009. Mineral trioxide aggregate in paediatric dentistry. *Int. J. Paediatr. Dent.* 19:34-47.

Stefaneli J.H. 2018. Push-out bond strength of different tricalcium silicate-based filling materials to root dentin. *Braz. Oral. Res.* 2018;32:1–6.

Torabinejad M., Watson TF., Pitt Ford TR., 1993. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J. Endod.* 19, 591–5.

Torabinejad M., and Chivian N. 1999. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J. Endod.* 25(3):197–205.

Torabinejad M., Parirokh M. 2010. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part II: leakage and biocompatibility investigations. *J. Endod.* 6(2):190-202.

Torabinejad M., White D.J. 1995. Tooth filling material and method of use. US Patent, Editor. USA: Loma Linda University.

Sevinç A.T., Emel U., Burcu B. 2017. Comparative evaluation of push-out bond strength of Neo MTA Plus with Biodentine and white ProRoot MTA, *J. Adhes. Sci. Technol.* 31(5):502-508.

Von Arx T., Montagne D., Zwinggi C., Lussi A., 2003. Diagnostic accuracy of endoscopy in periradicular surgery – a comparison with scanning electron microscopy. *Int. Endod. J.* 36(10):691–699.

White Jr C., Bryant N. 2002. Combined therapy of mineral trioxide aggregate and guided tissue regeneration in the treatment of external root resorption and an associated osseous defect. *J. Periodontol.* 73(12):1517-1521.

Winik R., Araki A.T., Negrão J.A., Bello-Silva M.S., Lage-Marques J.L. 2006. Sealer penetration and marginal permeability after apicoectomy varying retrocavity preparation and retrofilling material. *Braz. Dent. J.* 17(4):323-7.

Witherspoon D.E., Ham K., 2001. One-visit apexification: technique for inducing root-end barrier formation in apical closures. *Pract. Proced. Aesthet. Dent.* 13(3):455-60.

Yildirim T., Gençoğlu N. 2009. Use of mineral trioxide aggregate in the treatment of horizontal root fractures with a 5-year follow-up: report of a case. *J. Endod.* 35(2):92-295.

Zuolo M.L., Ferreira M.O.F., and Gutmann J.L. 2000. Prognosis in periradicular surgery: A clinical prospective study. *Int. Endod. J.* 33(2):91-98.

## XII. Anexos

### XII.1 Hoja de recolección de datos

Cemento	Fuerza máxima (N)	Tiempo	Desplazamiento (mm)	Mpa	Observaciones
MTA Flow					
Biodentine					
MTA Angelus NeoMta					
MTA Flow contaminado con sangre					
Biodentine contaminado con sangre					
MTA Angelus contaminado con sangre NeoMta contaminado con sangre					

## XII.2 Carta de consentimiento informado.



Odontología



Universidad Autónoma de Querétaro

UAQ

Facultad de Medicina



### Consentimiento informado para participar en un proyecto de investigación Biomédica

**TITULO DEL PROYECTO:** Evaluación de la resistencia a la adhesión de cementos reparadores a base de silicato de calcio en ausencia o presencia de sangre.

Investigador principal: C.D. Gabriela Elizabeth Chavira Mendoza  
Estudiante de segundo semestre de la especialidad en Endodoncia en la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro.

Sede donde se realizará el estudio: Laboratorio de investigación de la licenciatura y posgrado de Odontología de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro.

Nombre del paciente:

---

Se les está invitando a participar en este estudio de investigación biomédica. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes aparados. Este proceso se conoce como consentimiento informado. Siéntase con absoluta libertad para preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto.

Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea participar, entonces se le pedirá que firme esta forma de consentimiento, de la cual se le entregará una copia firmada y fechada.

#### JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Hasta el momento no existe información suficiente sobre los cementos reparadores a base de silicato de calcio Biodentine, NeoMTA Plus y MTA Flow sufren alteraciones en sus propiedades físicas y químicas al haber estado en contacto con sangre durante su tiempo de endurecimiento.



Odontología



Universidad Autónoma de Querétaro

UAQ

Facultad de Medicina



### **OBJETIVO DEL ESTUDIO**

Determinar mediante diferentes pruebas de laboratorio cuál de los diferentes cementos reparadores a base de silicato de calcio es el que presenta mayor resistencia a la adhesión a pesar de haber estado en contacto con sangre durante su tiempo de endurecimiento.

### **BENEFICIOS DEL ESTUDIO**

No hay beneficios para el paciente.

### **PROCEDIMIENTOS DEL ESTUDIO**

Si reúne las condiciones para participar en este protocolo y de aceptar participar se le realizarán las siguientes pruebas y procedimientos:

1. El procedimiento se realizará en una sola ocasión.
2. Se le explicará detalladamente el procedimiento a realizar.
3. Si se decide a participar, se firmará un consentimiento informado por escrito, siguiendo los principios éticos propuestos en la declaración de Helsinki y se le entregará una copia de este consentimiento informado.
4. Se obtendrán 5ml de sangre venosa del brazo.



Odontología



Universidad Autónoma de Querétaro

UAQ

Facultad de Medicina



## RIESGOS ASOCIADOS CON EL ESTUDIO

Durante el procedimiento para obtener la muestra de sangre de una vena del brazo, puede sentir alguna molestia o dolor ligero. En algunas personas se puede presentar un hematoma (moretón) que desaparecerá en algunos días.

## ACLARACIONES

- 1.- Su decisión de participar en el estudio es completamente voluntaria.
- 2.- No habrá ninguna consecuencia desfavorable para usted, en caso de no aceptar la invitación
- 3.- Si decide participar en el estudio puede retirarse en el momento que lo desee, aun cuando el investigador responsable no se lo solicite, pudiendo informar o no las razones de su decisión la cual será respetada en su integridad
- 4.- No tendrá que hacer gasto alguno derivado de este estudio, el financiamiento del mismo es por cuenta del investigador principal.
- 5.- No recibirá pago por su participación
- 6.- En el caso de que el paciente desarrolle algún efecto adverso secundario no previsto, tiene derecho a una indemnización, siempre que estos efectos sean consecuencia de su participación en el estudio.
- 7.- En el transcurso del estudio usted podrá solicitar información actualizada sobre el mismo al investigador responsable.
- 8.- La información obtenida en este estudio, utilizada para la identificación de cada paciente, será mantenida con escrita confidencialidad por el grupo de investigadores.
- 9.- Usted también tiene acceso a las comisiones de investigación y de bioética de la Facultad de Medicina de la UAQ en caso de que tenga dudas sobre sus derechos como participante del estudio a través de:

Dr. Rubén A. Domínguez Pérez

Integrante del área Odontológica del comité de Bioética de la Facultad de Medicina de la UAQ. Correo: [dominguez.ra@uaq.mx](mailto:dominguez.ra@uaq.mx)

Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si así lo desea, firmar la carta de consentimiento informado que forma parte de este documento.

NUMERO DE FOLIO: \_\_\_\_\_



Odontología



Universidad Autónoma de Querétaro

UAQ

Facultad de Medicina



## Carta de revocación del consentimiento

Título del protocolo:

\_\_\_\_\_

Investigador principal:

\_\_\_\_\_

Sede donde se realizará el estudio: Laboratorio de investigación de Licenciatura y Posgrado de Odontología de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro.

Nombre del participante:

\_\_\_\_\_

Por este conducto deseo informar mi decisión de retirarme de este proyecto de investigación por las siguientes razones (opcional):

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Si el paciente así lo desea, podrá solicitar que le sea entregada toda la información que se haya recabado sobre él, con motivo de su participación en el presente estudio.

Nombre y firma del paciente: \_\_\_\_\_

Nombre y firma del padreo o tutor: \_\_\_\_\_

Nombre y firma de un testigo: \_\_\_\_\_

Fecha: \_\_\_\_\_

c.c.p El paciente.