

M.E. ANDREA SÁNCHEZ SOTO

EVALUACIÓN DEL EFECTO DEL HIPOCLORITO DE SODIO A  
DIFERENTES CONCENTRACIONES EN LA RESISTENCIA A LA ADHESIÓN DE  
CEMENTOS REPARADORES A BASE DE SILICATO DE CALCIO

2023



**Universidad Autónoma de Querétaro**

**Facultad de Medicina**

**“EVALUACIÓN DEL EFECTO DEL HIPOCLORITO DE SODIO A  
DIFERENTES CONCENTRACIONES EN LA RESISTENCIA A LA  
ADHESIÓN DE CEMENTOS REPARADORES A BASE DE SILICATO  
DE CALCIO”**

**Tesis**

Que como parte de los requisitos  
para obtener el Diploma de la

**ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

Presenta:

M.E. Andrea Sánchez Soto

Dirigido por:

L.O.E.E. Miriam Mendoza Estrada

Querétaro, Qro. a Marzo 2023



Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales  
de Información



Evaluación del efecto del hipoclorito de sodio a  
diferentes concentraciones en la resistencia a la  
adhesión de cementos reparadores a base de silicato  
de calcio

**por**

Andrea Sánchez Soto

se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons  
Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0  
Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

**Clave RI:** MEESC-293325



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Especialidad en Endodoncia

“Evaluación del efecto del hipoclorito de sodio a diferentes concentraciones en la resistencia a la adhesión de cementos reparadores a base de silicato de calcio”

### **Tesis**

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

#### **Presenta:**

M.E. Andrea Sánchez Soto

#### **Dirigido por:**

L.O.E.E. Miriam Mendoza Estrada

L.O.E.E. Miriam Mendoza Estrada  
Presidente

Dr. en E. Santiago Andaracua García  
Secretario

Dra. en C. Elsa Gabriela Valero Vélez  
Vocal

L.O.E.E. Luciano Tinajero Bueno  
Suplente

Dra. Rosa Martha Pérez Serrano  
Suplente

Centro Universitario, Querétaro, Qro.  
Marzo 2023  
México

## Resumen

**Introducción:** En la práctica endodóntica surgen diversas situaciones como perforaciones radiculares, que podrían llevar a perder el órgano dental si no se tratan de manera adecuada. En búsqueda del material ideal para su tratamiento, se han desarrollado distintos cementos a base de silicato de calcio, los cuales prometen tener las mejores características de reparación. Sin embargo, estas se pueden ver afectadas por sustancias como el hipoclorito de sodio (NaOCl); como la resistencia a la adhesión dentinaria. **Objetivo:** Determinar qué cemento bioactivo a base de silicato de calcio, MTA Repair HP o Biodentine tuvo mayor resistencia a la adhesión en contacto con NaOCl al 2.5% o al 5.25%. **Material y métodos:** Se realizó un estudio experimental *in vitro* con setenta y dos discos de dentina, los cuales fueron instrumentados para obtener un diámetro de 1.3mm. Se formaron seis grupos, tres grupos fueron obturados con MTA Repair HP y los otros tres grupos fueron obturados con Biodentine. El primer grupo de ambos cementos fue control, el segundo grupo de ambos cementos se colocó en contacto con NaOCl al 2.5% durante 30 minutos y el tercer grupo de ambos cementos se colocó en contacto con NaOCl al 5.25% durante 30 minutos. Todos los grupos se incubaron durante 48 horas a 37°C. Posteriormente se sometieron a la prueba de resistencia a la adhesión, en una máquina universal de ensayos. Los datos se analizaron mediante un análisis estadístico U de Mann Whitney, Kruskal-Wallis y Post hoc de Dunn. **Resultados:** El valor más alto registrado de resistencia a la adhesión dentinaria lo mostró Biodentine en contacto con NaOCl al 5.25% ( $20.07 \pm 5.92$  MPa), mientras que el valor más bajo lo registró MTA Repair HP en contacto con NaOCl al 5.25% ( $6.58 \pm 2.93$  MPa). **Conclusiones:** Biodentine fue el cemento bioactivo a base de silicato de calcio que presentó mayor resistencia a la adhesión en presencia de NaOCl al 5.25%, seguido de NaOCl al 2.5%; en comparación con MTA Repair HP que presentó menor resistencia a la adhesión en presencia de NaOCl al 2.5% y al 5.25%.

(**Palabras clave:** cemento de silicato de calcio, MTA Repair HP, Biodentine, resistencia a la adhesión).

## Summary

**Introduction:** In endodontic practice, various situations arise, such as root perforations, which could lead to the loss of the dental organ if not adequately treated. In search of the ideal material for its treatment, different calcium silicate-based cements have been developed, which promise to have the best repair characteristics. However, these can be affected by substances such as sodium hypochlorite (NaOCl); like the push out bond strength. **Objective:** To determine which calcium silicate-based bioactive cement, MTA Repair HP or Biodentine had greater push out bond strength in contact with 2.5% or 5.25% NaOCl. **Material and methods:** An *in vitro* experimental study was carried out with seventy-two dentin discs, which were instrumented to obtain a diameter of 1.3mm. Six groups were formed, three groups were filled with MTA Repair HP and the other three groups were filled with Biodentine. The first group of both cements was control, the second group of both cements was placed in contact with 2.5% NaOCl for 30 minutes, and the third group of both cements was placed in contact with 5.25% NaOCl for 30 minutes. All groups were incubated for 48 hours at 37°C. Subsequently, they were subjected to the push-out test, in a universal testing machine. Data were analyzed using Mann Whitney U, Kruskal-Wallis, and Dunn's Post hoc statistical analysis. **Results:** The highest value recorded for push out bond strength was shown by Biodentine in contact with 5.25% NaOCl ( $20.07 \pm 5.92$  MPa), while the lowest value was recorded by MTA Repair HP in contact with 5.25% NaOCl ( $6.58 \pm 2.93$  MPa). **Conclusions:** Biodentine was the calcium silicate-based bioactive cement that presented the highest push out bond strength in the presence of 5.25% NaOCl, followed by 2.5% NaOCl; compared to MTA Repair HP, which presented lower push out bond strength in the presence of 2.5% and 5.25% NaOCl.

(**Key words:** calcium silicate cement, MTA Repair HP, Biodentine, bond strength).

## **Dedicatorias**

A mi papá, Edmundo Sánchez Bretón, quién ha sido mi apoyo y sostén durante toda mi vida académica; quién me ha inculcado los valores que tengo hoy en día, me ha impulsado a crecer y seguir adelante, siempre. A mis primos, Miguel Ángel Giacinti Soto y Nelly Yudith Arellano Aranda, quienes me brindaron su apoyo y hogar para continuar en este posgrado durante la etapa tan difícil de pandemia.

## **Agradecimientos**

A mi papá, Edmundo Sánchez Bretón, por siempre apoyarme tanto moral como económicamente.

Al Dr. Joshua Emmanuel Valdez quién me abrió las puertas de su consultorio y laboratorio para hacer posible la fase experimental de esta tesis.

A Charlotte G. Lozano quién me orientó y dedicó su tiempo para el comienzo experimental de esta tesis.

A la Universidad Autónoma de Querétaro, por permitirme realizar mis estudios de posgrado.

A la Dra. Yolanda López Gómez, por sus aportaciones iniciales para la realización de esta tesis, que en paz descansa.

A mi directora de tesis, la Dra. Miriam Mendoza Estrada por su apoyo, paciencia, disposición y aportaciones para la elaboración de esta tesis.

Al Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez por brindar su conocimiento en el ámbito de la investigación, así como su disposición para resolver dudas y orientación en la elaboración de esta tesis.

Agradezco al Comité Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por haberme otorgado una beca para la realización de mis estudios de posgrado.

## 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 y gráficas</b>	vii
<b>Abreviaturas y siglas</b>	viii
<b>I. Introducción</b>	1
<b>II. Antecedentes</b>	4
<b>III. Fundamentación teórica</b>	6
III.1 Cementos reparadores a base de silicato de calcio	6
III.1.1 Generalidades del Agregado de Trióxido Mineral	6
III.1.1.1 Composición	7
III.1.1.2 Tiempo de fraguado	7
III.1.1.3 pH	7
III.1.1.4 Radiopacidad	8
III.1.1.5 Solubilidad	8
III.1.1.6 Microfiltración	8
III.1.1.7 Biocompatibilidad	9
III.1.1.8 Resistencia compresiva	9
III.1.1.9 Fuerza de unión	10
III.1.2 Generalidades del Biodentine	10
III.1.2.1 Composición	10
III.1.2.2 Tiempo de fraguado	11
III.1.2.3 Resistencia compresiva	11
III.1.2.4 Fuerza de unión	11
III.1.2.5 Radiopacidad	12
III.1.2.6 Solubilidad	12
III.1.2.7 Microfiltración	12
III.1.2.8 Biocompatibilidad	13
III.2 Resistencia a la adhesión	14
<b>IV. Hipótesis</b>	15
<b>V. Objetivos</b>	16
V.1 General	16
V.2 Específicos	16
<b>VI. Material y métodos</b>	17
VI.1 Tipo de investigación	17
VI.2 Población o unidad de análisis	17

VI.3 Muestra y tipo de muestra	17
VI.3.1 Criterios de selección	17
VI.3.2 Variables estudiadas	18
VI.4 Procedimientos	21
VI.4.1 Recolección de muestra y materiales	21
VI.4.2 Preparación de los especímenes	22
VI.4.3 Obtención de las soluciones de hipoclorito de sodio, obturación de las cavidades, incubación y contacto con hipoclorito de sodio.	25
VI.4.4 Máquina Universal de Ensayos	28
VI.4.5 Análisis estadístico	29
VI.4.6 Consideraciones éticas	29
<b>VII. Resultados</b>	<b>30</b>
<b>VIII. Discusión</b>	<b>34</b>
<b>IX. Conclusiones</b>	<b>38</b>
<b>X. Propuestas</b>	<b>39</b>
<b>XI. Referencias Bibliográficas</b>	<b>40</b>
<b>XII. Anexos</b>	<b>50</b>
XII.1 Hoja de recolección de datos	50

## Índice de cuadros y gráficas

<b>Cuadro</b>		<b>Página</b>
VII.1	Comparación de los valores de resistencia a la adhesión (MPa) del cemento MTA Repair HP a la dentina en ausencia o presencia de NaOCl al 2.5% ó al 5.25%.	30
VII.2	Comparación de los valores de resistencia a la adhesión (MPa) del cemento Biodentine a la dentina en ausencia o presencia de NaOCl al 2.5% ó al 5.25%.	31
VII.3	Comparación de los valores de resistencia a la adhesión (MPa) del cemento MTA Repair HP a la dentina.	32
VII.4	Comparación de los valores de resistencia a la adhesión (MPa) del cemento MTA Repair HP a la dentina en contacto con NaOCl al 2.5%.	32
VII.5	Comparación de los valores de resistencia a la adhesión (MPa) del cemento MTA Repair HP a la dentina en contacto con NaOCl al 5.25%.	33

<b>Gráfica</b>		<b>Página</b>
VII.1	Comparación de los promedios de Resistencia a la adhesión de los tres grupos estudiados de MTA Repair HP.	30
VII.2	Comparación de los promedios de Resistencia a la adhesión de los tres grupos estudiados de Biodentine.	31
VII.3	Comparación de los promedios de Resistencia a la adhesión de los seis grupos estudiados.	33

## Abreviaturas y siglas

CONACyT. Comité Nacional de Ciencia y Tecnología.

NaOCl. Hipoclorito de Sodio.

MTA. Agregado de Trióxido Mineral.

HP. Alta plasticidad.

IRM. Polímero reforzado de óxido de zinc eugenol.

CHX. Clorhexidina.

Al. Aluminio.

ISO. Organización Internacional de Estandarización.

TGF-B1. Factor de crecimiento transformante beta-1.

CEM. Cemento de mezcla enriquecida con calcio.

CaCl<sub>2</sub>. Cloruro de calcio.

pH. Potencial de hidrógeno.

EDTA. Ácido etilendiaminotetraacético.

Min. Minutos.

mm. Milímetros.

N. Newtons.

MPa. Megapascales.

## I. Introducción

Una perforación endodóntica es una apertura artificial en el órgano dental o su raíz, que resulta en una comunicación entre el periodonto y el espacio del conducto radicular (Das, 2013). Las perforaciones pueden ser patológicas por caries o resorción; o iatrogénicas durante la preparación del acceso, durante la localización, identificación e instrumentación de los conductos; o después del tratamiento de conductos al realizar la preparación para un poste (Tomer et al., 2016; Türker et al., 2017).

En función de su ubicación, pueden ser clasificadas en cervicales, de furca o radiculares. La progresión de la perforación conduce a la pérdida de la inserción periodontal en el área furcal y a la eventual pérdida del órgano dental cuando no se trata (Seltzer et al., 1970). La perforación de la furca ha sido identificada como la segunda mayor causa de fracaso endodóntico, involucrando el 9.6% de todos los casos sin éxito (Fuss y Trope 1996).

Clínicamente, el operador debe reparar inmediatamente las perforaciones de furca con un material endodóntico para minimizar la contaminación bacteriana y la irritación de los tejidos periodontales debido al uso de irrigantes endodónticos como el hipoclorito de sodio (Loxley et al., 2003). Idealmente, debe ser un material dimensionalmente estable, biocompatible, no reabsorbible y radiopaco que proporcione un sellado hermético entre el entorno oral y los tejidos perirradiculares (Alsubait, 2017). También debe permanecer en su lugar bajo fuerzas de desalajo, como cargas mecánicas de oclusión o la condensación de materiales de restauración sobre él (Gancedo-Caravia y Garcia-Barbero, 2006). El pronóstico de esta complicación depende del tiempo, la ubicación y el tamaño de la perforación y el material seleccionado para sellar el área de perforación (Tsisis y Fuss, 2006).

Los materiales de reparación radicular, sellan la dentina al adherirse químicamente a ella o por simple retención mecánica (Tomer et al., 2016). Varios materiales han sido utilizados para reparar las perforaciones como el óxido de zinc y eugenol, amalgama, hidróxido de calcio, resina compuesta, ionómero de vidrio,

ionómero de vidrio modificado con resina. Sin embargo, ninguno ha podido satisfacer todos los requisitos de un material de reparación endodóntico ideal (Tsesis y Fuss, 2006).

El agregado de trióxido mineral (MTA), descrito por primera vez en la literatura científica en 1993 (Lee et al., 1993) es uno de los materiales hidráulicos de silicato de calcio que se utiliza para varios procedimientos de endodoncia; incluida la reparación de perforaciones, la obturación retrógrada, la pulpectomía y la apexificación (Camilleri, 2009). La tasa de éxito general de órganos dentales perforados y reparados con MTA fue del 86% (Mente et al., 2014).

A pesar de las numerosas propiedades favorables del MTA que respaldan su uso clínico en comparación con los materiales tradicionales, existen varios inconvenientes críticos; como el tiempo de fraguado prolongado, las características de manipulación difíciles debido a su consistencia arenosa, el alto costo y el potencial de decoloración (Lee et al., 1993; Mente et al. 2014). Otro problema común es que los primeros productos de MTA se desplazaban fácilmente antes de fraguar (Chng et al., 2005).

Para superar estos problemas, se han desarrollado nuevos materiales a base de silicato de calcio. Con una composición similar al MTA; se han introducido al mercado Biodentine y MTA Repair HP incluyendo radiopacificadores alternativos. El óxido de bismuto se reemplaza por tungstato de calcio en MTA Repair HP y el óxido de circonio en Biodentine para evitar la decoloración de la corona (Camilleri, 2015).

Teniendo en cuenta las aplicaciones clínicas de estos dos materiales, la fuerza de unión es un factor importante para proporcionar un sellado favorable entre el sistema de conductos radicular y la superficie externa de la raíz. Por lo tanto, estos materiales deben resistir las fuerzas de desplazamiento como son las fuerzas funcionales y las fuerzas resultantes de la colocación de materiales restauradores (Gancedo-Caravia y Garcia-Barbero, 2006). La presencia de fluidos de cualquier tipo podría afectar las propiedades del material de reparación, provocando que la

resistencia a la adhesión o fuerza al desplazamiento se vea disminuida, afectando la tasa de éxito al permitir la posible entrada de microorganismos del exterior al interior (Singh et al., 2016).

#### Justificación

El conocer qué cemento bioactivo a base de silicato de calcio Biodentine o MTA Repair HP tiene mayor resistencia a la adhesión en presencia de hipoclorito de sodio a diferentes concentraciones como al 2.5% o al 5.25%, ayudará a que el clínico elija el mejor material para tratar perforaciones radiculares, mejorando su pronóstico al disminuir el riesgo de fracaso endodóntico y aumentando el tiempo de vida del órgano dentario, beneficiando al paciente.

## II. Antecedentes

En la actualidad, la prueba de expulsión o resistencia a la adhesión se utiliza para medir el esfuerzo cortante interfacial desarrollado entre diferentes superficies; mediante una máquina de ensayo universal, se aplica una presión gradualmente creciente registrada en Newtons al material hasta que se produce la desunión (Hashem et al., 2012). La resistencia a la adhesión se calcula en Megapascales y los resultados obtenidos son sometidos a análisis estadísticos para evaluar si existen diferencias significativas entre los materiales estudiados.

Esta prueba proporciona información sobre la propiedad adhesiva del material probado (Thompson et al., 1999) y ayuda a comprender la resistencia de este al desplazamiento, es decir, qué tan bien se puede unir el material a la estructura del órgano dental.

Silva et al. (2016) evaluaron la resistencia a la adhesión de Biodentine, MTA Repair HP y MTA Angelus® blanco después de incubarse por 7 días. Los especímenes de Biodentine™ tuvieron los valores más altos de resistencia a la adhesión, mientras que MTA Repair HP mostró una mejor fuerza de adhesión que su predecesor MTA Angelus® blanco. Hasta ahora, este es el único estudio que ha evaluado la resistencia a la adhesión de MTA Repair HP.

Tomer et al. (2016) publicaron un estudio donde evaluaron la resistencia a la adhesión de Biodentine™ y MTA Plus® después de ser expuestos a diferentes irrigantes endodónticos como NaOCl 2.5%, CHX 2% y solución salina. Biodentine™ mostró una mayor resistencia de adhesión en comparación con MTA Plus®. La resistencia a la adhesión de Biodentine™ no varió cuando se expuso a varios irrigantes endodónticos; mientras que la fuerza de adhesión de MTA Plus® disminuyó cuando se expuso a la CHX y aumentó cuando se expuso a la solución salina.

Sahebi et al. (2016) compararon la resistencia a la adhesión entre el cemento de mezcla enriquecida con calcio (CEM) y MTA Angelus® al contaminarlos

con NaOCl 5.25%, CHX 2% y solución salina. La resistencia al desalojo del CEM fue significativamente mayor que la de MTA Angelus® y se concluyó que los irrigantes endodónticos no influyeron en esta.

Por otro lado, Gunesser et al. (2013) mostraron que la exposición de ProRoot™ MTA al 2% de CHX después de solo 10 minutos de fraguado disminuyó significativamente la resistencia al desalojo de este material. Hong et al. (2010) también mostraron que la CHX al 2% redujo la resistencia al desalojo del MTA acelerado con CaCl<sub>2</sub> después de 10 minutos del fraguado inicial.

Yan et al. (2006) afirmaron que aunque la fuerza de unión del MTA con la dentina mostró una tendencia disminuida en el grupo en contacto con NaOCl al 5.25%, no fue significativamente diferente con el grupo de control. En cambio, Hong et al. (2010) mostraron que los grupos donde se utilizó MTA acelerado con CaCl y NaOCl 3.5% mostraron una resistencia a la adhesión significativamente mayor que los grupos tratados con CHX. Algunos otros estudios también mostraron que el NaOCl podría tener un efecto positivo en la resistencia a la adhesión del MTA (Loxley et al., 2003; Kogan et al., 2006).

Sinha et al. (2018) evaluaron y compararon la resistencia a la adhesión de MTA Repair HP, MTA Angelus® blanco y Biodentine™ en presencia de sangre. Biodentine™ obtuvo los valores más altos de resistencia a la adhesión y MTA Repair HP tuvo una fuerza de unión significativamente mayor que el MTA Angelus® blanco ( $p < 0.05$ ). Estudios similares donde se ha comparado cemento de ionómero de vidrio tipo II, hidroxiapatita, MTA y Biodentine™, han reportado que Biodentine™ presenta la mejor resistencia a la adhesión en presencia o no de sangre.

Diversos estudios publicados han evaluado la resistencia a la adhesión de los nuevos materiales a base de silicato de calcio, ya que a pesar de lo que dice el fabricante y seguir sus instrucciones; la situación clínica presenta diversos factores que pueden alterar las propiedades del material como el inevitable contacto de los cementos de reparación con fluidos y soluciones irrigantes.

### **III. Fundamentación teórica**

#### **III.1 Cementos reparadores a base de silicato de calcio**

##### **III.1.1 Generalidades del Agregado de Trióxido Mineral (MTA)**

El MTA ha sido estudiado como material para sellar las vías de comunicación entre el sistema de conductos radiculares y los tejidos perirradiculares. Creado en la Universidad de Loma Linda, California; fue descrito por Lee, Torabinejad et al. (1993), y patentado por Torabinejad y White en 1995.

El MTA fue aprobado en 1998 por la Administración de Drogas y Alimentos de los Estados Unidos (FDA) y en el mismo año estuvo comercialmente disponible como ProRoot MTA (Schwartz et al., 1999; Schmitt et al., 2001). Este material mostró buenos resultados en el tratamiento de casos de perforación radicular lateral y furcal, obturación retrógrada, recubrimiento pulpar directo, apexificación y resorción radicular (Torabinejad y Chivian, 1999).

El material ideal utilizado para sellar una perforación radicular debería promover la regeneración de los tejidos perirradiculares, así como tener actividad antimicrobiana; prevenir la filtración de microorganismos y sus subproductos (Ingle, 1961). También debería ser dimensionalmente estable, radiopaco, insensible a la humedad, adhesivo a la dentina, no tóxico, no irritante, no cancerígeno, biocompatible (Main et al., 2004) y promover la osteogénesis y cementogénesis (Saha et al., 2011).

El MTA debería cumplir con estas propiedades ideales, sin embargo, ningún material desarrollado hasta la actualidad logra cumplir con el 100% de estos requisitos. Las principales desventajas que se le atribuyen al MTA son el tiempo prolongado de fraguado, dificultad en su manipulación y el potencial de descoloración (Sinkar et al., 2015).

Para mejorar estas características, Angelus® ha desarrollado un MTA con una nueva fórmula, nombrado MTA Repair HP – MTA “High Plasticity”. El cual

contiene una nueva fórmula que mantiene todas las propiedades químicas y biológicas del MTA, aunque altera sus propiedades físicas de manipulación. De acuerdo al fabricante, es un producto con más plasticidad, que facilita la manipulación y su inserción en la cavidad dental.

#### **III.1.1.1 Composición**

El MTA es una mezcla de tres ingredientes que se encuentran en polvo: cemento portland (75%), óxido de bismuto (20%) y yeso (5%) (Sarkar et al., 2005). De acuerdo con la patente de MTA, consiste en óxido de calcio (50-75% en peso) y óxido de silicio (15- 20% en peso), que juntos constituyen el 70-95% del cemento. Al mezclar estos materiales; se producen silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, aluminoferrita de tetracalcio (Torabinejad y White, 1995).

A diferencia de este, el polvo de MTA Repair HP Angelus® contiene: silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, óxido de calcio y tungstato de calcio; el líquido contiene: agua y plastificante.

#### **III.1.1.2 Tiempo de fraguado**

MTA tiene un tiempo de fraguado inicial de 15 minutos. Se solidifica al mantenerse en un ambiente húmedo después de la espatulación, por lo que algunos autores recomiendan dejar una torunda de algodón húmeda sobre el material y completar el tratamiento en otra visita. La hidratación del polvo de MTA crea un gel coloidal rígido que termina de fraguar en aproximadamente 3 horas (Kaur et al., 2017).

#### **III.1.1.3 pH**

El MTA es un cemento muy alcalino, con un pH que tiende a cambiar en función del tiempo. Después de mezclarse, tiene un pH de 10.2 y posterior a 3 horas, aumenta a 12.5. Este pH es muy parecido al del Hidróxido de Calcio, y puede favorecer un efecto antibacteriano (Torabinejad et al., 1995).

#### **III.1.1.4 Radiopacidad**

El tungstato de calcio ( $\text{CaWO}_4$ ) presente en MTA Repair HP, le da una radiopacidad semejante a la gutapercha; más radiopaco que dentina y hueso. De acuerdo al fabricante, este mismo radiopacificador es el responsable de la ausencia de decoloración dental.

Se ha encontrado que la radiopacidad media para MTA es 7.17 mm de espesor equivalente de aluminio (Torabinejad et al., 1995).

#### **III.1.1.5 Solubilidad**

El fabricante afirma que MTA Repair HP tiene una baja solubilidad. Galarça et al. (2018) reportaron una solubilidad de -2.77% para MTA Repair HP y de -3.81% para MTA Angelus®; por lo que fueron estadísticamente similares. Considerando que el óxido de bismuto y el tungstato de calcio añadidos al MTA son insolubles en agua, esto puede causar una mayor insolubilidad del material.

#### **III.1.1.6 Microfiltración**

Hamed et al. (2011) reportaron que el MTA mostró la menor filtración de tinta y la mejor capacidad de sellado que el ionómero de vidrio y el sistema de obturación epiphany; cuando se utilizaron para sellar perforaciones radiculares en órganos dentales humanos extraídos.

Pereira et al. (2004) reportaron que el MTA mostró tener la mejor capacidad de sellado en comparación con Super EBA, Vitremer y la amalgama; cuando se utilizaron como materiales para retroobtusión en molares inferiores mandibulares humanos extraídos. Fischer et al. (1998) obtuvieron resultados similares al comparar el MTA con amalgama, IRM y Super EBA en una prueba de filtración bacteriana.

Shipper et al. (2004) en una evaluación sobre la adaptación marginal utilizando microscopía electrónica de barrido, encontraron resultados superiores con MTA al ser comparado con la amalgama.

### **III.1.1.7 Biocompatibilidad**

MTA tiene una excelente biocompatibilidad e induce la formación de dentina terciaria después de su aplicación en terapia pulpar vital (Camilleri y Pitt Ford, 2006; Galarça et al., 2018). La respuesta biológica al MTA se ha comparado con la del hidróxido de calcio y se postuló que los mecanismos de acción eran similares (Holland et al., 1999, 2001). Se ha reportado que MTA Angelus®, libera iones de calcio y promueve un pH alcalino (Duarte et al., 2003; Santos et al., 2005).

La base fisicoquímica de las propiedades biológicas del MTA, se atribuyó a la producción de hidroxiapatita cuando los iones de calcio liberados por este entraron en contacto con el fluido tisular (Sarkar et al., 2005). MTA libera lentamente hidróxido de calcio hasta 3 meses después de su mezcla y colocación inicial (Fridland y Rosado, 2005).

Estudios recientes han demostrado que MTA Repair HP presenta propiedades biológicas adecuadas en células madre de la pulpa dental humana (Tomás-Catalá et al., 2017, 2018). Después de 24 horas, MTA Repair HP mostró una viabilidad celular del 95.1% y después de 48 horas, de 90.7% (Galarça et al., 2018). Estos valores son estadísticamente similares a los de MTA Angelus®.

### **III.1.1.8 Resistencia compresiva**

Torabinejad et al. (1995) reportaron una resistencia compresiva del MTA de 40 MPa a las 24 horas y de 67.3 MPa después de 21 días.

Galarça et al. (2018) compararon la resistencia compresiva entre MTA Angelus® y MTA Repair HP; y encontraron que ésta incrementaba en ambos materiales con el paso del tiempo. Después de 24 horas, la resistencia compresiva de MTA Angelus® era significativamente mayor que la de MTA Repair HP. Sin embargo, después de 28 días, MTA Repair HP mostró una resistencia compresiva de  $43.6 \pm 7.7$  MPa, un promedio mayor al de MTA Angelus® ( $30.2 \pm 1.8$  Mpa).

### **III.1.1.9 Fuerza de unión**

Estudios recientes han demostrado que MTA Repair HP presenta una mejor resistencia a la adhesión que el MTA convencional. Un estudio in vitro reportó que MTA Repair HP mostró una mejor resistencia a la adhesión que el MTA blanco (Silva et al., 2016). El tungstato de calcio contribuye a una mayor liberación de calcio, promoviendo una mayor biomineralización (Huffman et al., 2009). Además, la alta plasticidad de MTA Repair HP puede afectar positivamente la adaptación marginal del cemento a las paredes radiculares, y esto puede estar asociado con una mayor fuerza de unión (Silva et al., 2016).

### **III.1.2 Generalidades del Biodentine**

Biodentine es un material a base de silicato de calcio que se hizo comercialmente disponible en 2009 por la casa comercial Septodont (Saint Maur des Fosse's, Francia); y que fue diseñado específicamente como un material de "reemplazo de dentina".

De acuerdo al fabricante, Biodentine tiene una amplia gama de aplicaciones incluida la reparación endodóntica (perforaciones radiculares, lesiones por resorción y material de obturación retrógrada en cirugía apical), recubrimiento pulpar y puede utilizarse como material de reemplazo de dentina en odontología restauradora.

#### **III.1.2.1 Composición**

Está disponible en formulación polvo-líquido donde el polvo está compuesto de silicato tricálcico, silicato dicálcico, carbonato cálcico, óxido cálcico, óxido de hierro y óxido de circonio (Laurent et al., 2008). El silicato tricálcico y el silicato dicálcico se indican como materiales de núcleo principal y secundario; mientras que el óxido de circonio sirve como radiopacificador.

El líquido constituye cloruro de calcio como acelerador y un polímero hidrosoluble como agente reductor de agua (Laurent et al., 2008). En una cápsula, el polvo se mezcla con el líquido y posteriormente se coloca en un amalgamador durante 30 segundos; su consistencia es similar al cemento de fosfato.

### **III.1.2.2 Tiempo de fraguado**

De acuerdo al fabricante, el tiempo de fraguado inicial del material es de 9-12 minutos. Este tiempo de fraguado más corto es una mejora en comparación con otros materiales de silicato de calcio. Grech et al. (2013) investigaron el tiempo de fraguado de Biodentine utilizando una técnica de indentación mientras el material era sumergido en solución de Hank. El tiempo de fraguado final de Biodentine se determinó en 45 minutos. Este breve tiempo de fraguado se atribuyó a la adición de cloruro de calcio al líquido de mezcla.

### **III.1.2.3 Resistencia compresiva**

El fabricante establece que una característica específica de Biodentine es su capacidad para continuar mejorando en términos de resistencia a la compresión con el tiempo hasta alcanzar un rango similar con la dentina natural.

Durante su fraguado, la resistencia a la compresión de Biodentine aumenta 100 MPa en la primera hora y 200 MPa a las 24 horas y continúa mejorando con el tiempo durante varios días hasta alcanzar 300 MPa después de un mes (Sarkar et al., 2005); que es comparable a la resistencia a la compresión de la dentina natural la cual es de 297 MPa (Craig y Peyton, 1958). En comparación con otros materiales, un estudio realizado por Grech et al. (2013) mostró que Biodentine tenía la mayor resistencia a la compresión debido a su baja relación agua/cemento.

### **III.1.2.4 Fuerza de unión**

Majeed y AlShawini (2016) compararon la resistencia a la adhesión de distintos biomateriales a base de silicato de calcio. En su estudio, observaron valores altos de fuerza de unión de Biodentine y mencionaron que podría atribuirse a que tiene un contenido mayor de productos que liberan calcio que desencadenan la formación de estructuras similares a tags en la interfaz cemento-dentina; lo que resulta en una mayor resistencia a las fuerzas de desplazamiento en comparación con ProRoot MTA y BioAggregate.

### **III.1.2.5 Radiopacidad**

La norma ISO 6876:2001 ha establecido 3 mm de Al como el valor mínimo de radiopacidad para los cementos endodónticos. Diversos estudios concluyen que el radiopacificador en Biodentine (óxido de circonio) cumple con esta norma (Camilleri et al., 2013; Grech et al., 2013). El óxido de circonio es un material bioinerte con buenas propiedades mecánicas y una resistencia a la corrosión (Piconi y Maccauro, 1999).

Sin embargo, una observación clínica indicó que la radiopacidad de Biodentine se encuentra en la región de la dentina y que el cemento no es adecuadamente visible radiográficamente (Dammaschke, 2012). En un estudio se mostró que la radiopacidad de Biodentine era menor en comparación con otros cementos de reparación como MM-MTA (Coltene) y MTA Angelus®; y ligeramente menor a 3 mm de Al, valor de referencia establecido por la ISO (Tanalp et al., 2013).

### **III.1.2.6 Solubilidad**

Grech et al. (2013) investigaron el grado más bajo de solubilidad para Biodentine, BioAggregate y un prototipo de cemento de silicato de calcio; mientras evaluaban las propiedades físicas de estos materiales. Confirmaron la deposición de cristales de hidroxiapatita en la superficie del material en presencia de fluido de tejido sintético.

### **III.1.2.7 Microfiltración**

MTA y Biodentine participan en la formación de hidroxiapatita en la interfaz material-dentina (Zarenejad et al., 2015). Después de agregar líquido al polvo, estas dos formulaciones forman un gel hidratado que puede fluir para acceder mejor a los espacios, extenderse y encajar en los túbulos dentinarios humedeciendo la superficie de la dentina; lo que a su vez evita la filtración bacteriana. Además, exhibieron una ligera expansión posterior al fraguado (Koubi et al., 2013; Soundappan et al., 2014).

Koubi et al. (2012) utilizaron el método de microfiltración por difusión de glucosa y descubrieron que Biodentine se comportaba tan bien como el ionómero de vidrio modificado con resina. En otro estudio, se demostró que al utilizar Biodentine como material de obturación retrógrada, se observó una adaptación marginal significativamente mejor en comparación con el MTA (Ravichandra et al., 2014).

### **III.1.2.8 Biocompatibilidad**

Laurent et al. (2008) mostraron las prometedoras propiedades biológicas de Biodentine en cultivos de fibroblastos humanos. En un estudio donde se comparó Biodentine con ProRoot® MTA blanco y cemento de ionómero de vidrio (FujilX) utilizando fibroblastos humanos, tanto el ProRoot® MTA blanco como Biodentine fueron menos tóxicos en comparación con el ionómero de vidrio durante el período de observación de 1 y 7 días (Zhou et al., 2013).

En otro estudio de Laurent et al. (2012) se descubrió que Biodentine aumenta significativamente la secreción de TGF- $\beta$ 1 de las células pulpares. TGF es un factor de crecimiento cuyo papel en la angiogénesis, el reclutamiento de células progenitoras, la diferenciación celular y la mineralización se ha destacado en investigaciones recientes.

Otro artículo publicado confirmó las características bioactivas y biocompatibles de Biodentine, al colocarlo directamente en contacto con la pulpa y conseguir la proliferación, migración y adhesión en células madre humanas de la pulpa dental (Luo et al., 2014).

### **III.2 Resistencia a la adhesión**

Un material ideal para la reparación de perforaciones proporciona un sellado hermético entre el entorno bucal y los tejidos perirradiculares. También debe permanecer en su lugar bajo las fuerzas de desalojo (Pelliccioni et al., 2007).

La unión con la dentina radicular depende directamente del tipo de material utilizado y la prueba de fuerza de adhesión, mediante la aplicación de fuerza compresiva con una máquina universal, es una técnica valiosa para la evaluación de este tipo de unión (Saghiri et al., 2010; Hashem y Amin, 2012). Cuanto mayor sea la fuerza de expulsión, mayor será la adhesión entre el material probado y la superficie del órgano dental.

En endodoncia, la prueba de resistencia a la adhesión se realiza para materiales de obturación, reparación de perforaciones, obturación y sellado de conductos radiculares; para ayudar a comprender la resistencia del material probado al desprendimiento, es decir, qué tan bien se puede unir el material a la estructura del órgano dental (Shokouhinejad et al., 2010; Assmann et al., 2012)..

Sin embargo, existen varios factores externos que pueden afectar las propiedades químicas del material, como es el contacto con sangre al momento de una perforación o al ser reparada, el contacto con soluciones irrigantes como el hipoclorito de sodio para la desinfección y posterior obturación del sistema de conductos radicular. Es por ello que algunos estudios han evaluado la resistencia a la adhesión de distintos cementos reparadores a base de silicato de calcio en presencia de sangre o distintas soluciones irrigantes.

Existen muy pocos estudios que evalúen la resistencia a la adhesión de diferentes materiales de reparación que sellaron perforaciones furcales (Samiee et al., 2010).

## **IV. Hipótesis**

### **Hipótesis de trabajo**

El cemento bioactivo a base de silicato de calcio Biodentine, tiene mayor resistencia a la adhesión que el MTA Repair HP en presencia de hipoclorito de sodio al 2.5% o al 5.25%.

### **Hipótesis nula**

El cemento bioactivo a base de silicato de calcio Biodentine, no tiene mayor resistencia a la adhesión que MTA Repair HP en presencia de hipoclorito de sodio al 2.5% o al 5.25%.

## **V. Objetivos**

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

Determinar qué cemento bioactivo a base de silicato de calcio MTA Repair HP o Biodentine tiene mayor resistencia a la adhesión en contacto con hipoclorito de sodio al 2.5% o al 5.25%.

### **V.2 Objetivos específicos**

1. Medir la resistencia a la adhesión que presenta MTA Repair HP posterior a ser mezclado siguiendo las instrucciones del fabricante.

2. Medir la resistencia a la adhesión al usar MTA Repair HP en presencia de NaOCl al 2.5%.

3. Medir la resistencia a la adhesión al usar MTA Repair HP en presencia de NaOCl al 5.25%.

4. Medir la resistencia a la adhesión que presenta Biodentine posterior a ser mezclado siguiendo las instrucciones del fabricante.

5. Medir la resistencia a la adhesión al usar Biodentine en presencia de NaOCl al 2.5%.

6. Medir la resistencia a la adhesión al usar Biodentine en presencia de NaOCl al 5.25%.

7. Comparar la resistencia a la adhesión al usar Biodentine en contacto con NaOCl al 2.5%, Biodentine en contacto con NaOCl al 5.25%, MTA Repair HP en contacto con NaOCl al 2.5%, MTA Repair HP en contacto con NaOCl al 5.25%.

## VI. Material y métodos

### VI.1 Tipo de investigación

Estudio experimental *in vitro*.

### VI.2 Población o unidad de análisis

Discos de dentina con grosor de 2 mm obtenidos del tercio medio radicular de premolares inferiores unirradiculares permanentes, extraídos; con un lumen estandarizado de 1.3 mm de diámetro +/- 0.2 mm, obturados con Biodentine o MTA Repair HP.

### VI.3 Muestra y tipo de muestra

72 discos de dentina divididos en 6 grupos. 3 grupos obturados con Biodentine (n=42) y 3 grupos obturados con MTA Repair HP (n=30).

#### VI.3.1 Criterios de selección

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión	Criterios de eliminación
Órganos dentales unirradiculares que presentaron:		
<ul style="list-style-type: none"><li>• Un solo conducto.</li><li>• Raíz recta y completamente formada.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Más de una raíz o conducto radicular.</li><li>• Reabsorción radicular interna o externa.</li><li>• Caries radicular.</li><li>• Fracturas o fisuras.</li><li>• Formación radicular incompleta.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Todas aquellas muestras que sufran algún imprevisto durante el desarrollo de las pruebas que imposibilite evaluar las variables de interés.</li></ul>

### VI.3.2 Variables estudiadas

#### Variable dependiente

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Resistencia a la adhesión	Fuerza necesaria para el desplazamiento de un material dental probado.	Se medirá con una máquina universal y calculado el esfuerzo máximo de desprendimiento en MPa	Cuantitativa	Continua	Megapas cales

#### Variables independientes

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Discos obturados con Biodentine	Secciones estandarizadas de 2 mm de grosor y 1.3 mm de diámetro obtenidas del tercio medio radicular de premolares inferiores unirradiculares permanentes extraídos, cuyo lumen es obturado con un sustituto bioactivo de la dentina conformado por polvo y líquido; el polvo está compuesto por silicato tricálcico,	Se debe abrir la cápsula y colocarla en el soporte blanco, se vierten 5 gotas de monodosis en la cápsula y se cierra. Se coloca la cápsula en amalgamador (4000-42000 oscilaciones/mn) por 30 segundos. Con un porta MTA se lleva el material para obturar el lumen del disco de dentina. Después de incubarlos por 10 min a 37°C y 100% de	Cualitativa	Nominal	-

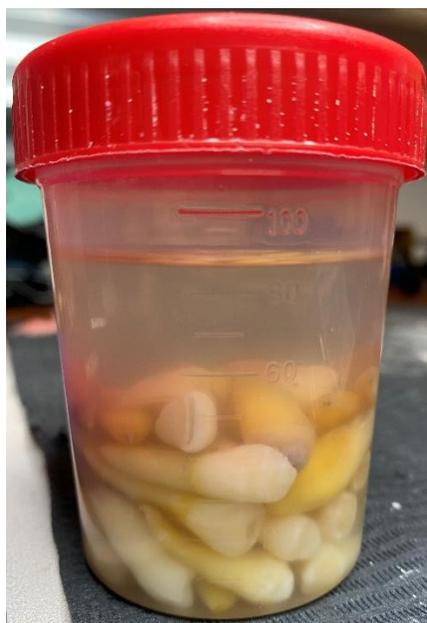
	<p>silicato dicálcico, carbonato cálcico, óxido cálcico, óxido de hierro y óxido de circonio mientras que el líquido es una solución de cloruro de calcio y excipientes.</p>	<p>humedad, se sumergen por 30 min en NaOCl 2.5% o 5.25%.</p>			
<p>Discos obturados con MTA Repair HP</p>	<p>Secciones estandarizadas de 2 mm de grosor y 1.3 mm de diámetro obtenidas del tercio medio radicular de premolares inferiores unirradiculares permanentes extraídos, cuyo lumen es obturado con un cemento reparador biocerámico de alta plasticidad conformado por polvo y líquido; el polvo está compuesto por silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, óxido de calcio, tungstato de calcio mientras que el líquido contiene agua y plastificante.</p>	<p>Sobre una loseta de vidrio, se coloca el contenido de 1 sobre de MTA Repair HP y 2 gotas del líquido. Se espatulan durante 40 segundos hasta obtener un cemento parecido a una masa de modelar. Mediante un aplicador de MTA se lleva el material y se obtura el lumen de los discos. Después de incubarlos por 10 min a 37°C y 100% de humedad, se sumergen por 30 min en NaOCl 2.5% o 5.25%.</p>	<p>Cualitativa</p>	<p>Nominal</p>	<p>-</p>

Concentración de NaOCl	Magnitud que expresa la cantidad de una sustancia por unidad de volumen	Mediante soluciones comerciales a diferentes concentraciones en contacto con discos de dentina obturados con Biodentine o MTA Repair HP	Cuantitativa	De razón	%
------------------------	---	---	--------------	----------	---

## VI.4 Procedimientos

### VI.4.1 Recolección de muestra y materiales

Se realizó un estudio experimental *in vitro* donde se recolectaron órganos dentales (premolares inferiores) unirradiculares extraídos por motivos ortodónticos o enfermedad periodontal de diferentes consultorios privados del Estado de Aguascalientes, Ags; donde los pacientes accedieron a donarlos sin fines de lucro y cuyo único propósito fue realizar la presente investigación. Previo a su almacenamiento en agua destilada, todos los órganos dentales fueron cuidadosamente limpiados de material orgánico y sarro con puntas de ultrasonido y abundante irrigación. (Fig. 1).



*Figura 1. Órganos dentales recolectados y almacenados en agua destilada.*

Se adquirieron los cementos reparadores a base de silicato de calcio MTA Repair HP (Angelus®) (Fig. 2A) y Biodentine (Septodont) (Fig. 2B).



Figura 2. (A) MTA Repair HP, (B) Empaque con cápsula y ampolleta de Biodentine.

#### VI.4.2 Preparación de los especímenes

Setenta y dos órganos dentales unirradiculares extraídos por motivos ortodónticos o enfermedad periodontal, fueron seccionados transversalmente en tercio medio a 2.5 mm con un disco diamantado NTI en un micromotor dental. (Fig. 3).

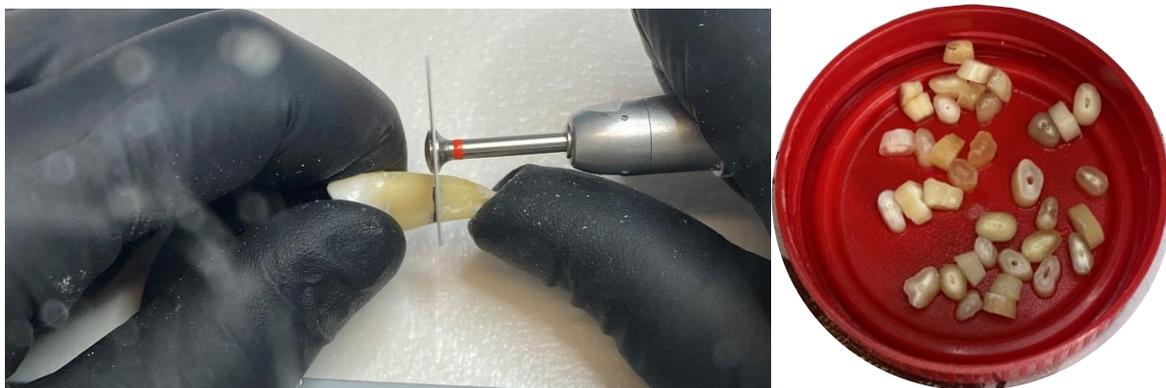
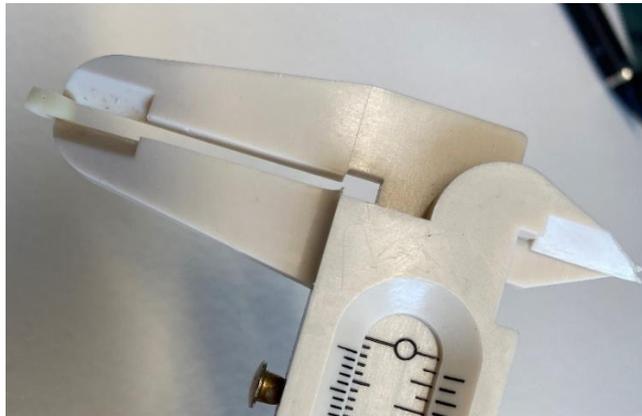


Figura 3. (A) Sección transversal del tercio medio radicular con disco diamantado NTI. (B) Discos de dentina 2.5 mm.

Las secciones se midieron con un vernier y se lijaron (lija de agua grano 400 extra fino) hasta obtener un grosor de 2 mm. (Fig. 4)



*Figura 4. Medición de disco de dentina con vernier, 2 mm.*

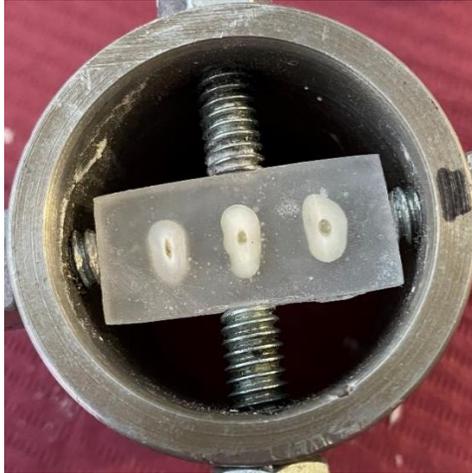
Posteriormente se colocaron en NaOCl 5.25% durante 2 min para su desinfección, se lavaron con agua destilada, se secaron y se almacenaron nuevamente en agua destilada. Se procedió a elaborar un molde de silicona personalizado de 3 cm de largo por 1.3 cm de alto y 2 mm de profundidad con la silicona de condensación Zetalabor de Zhermack.

De 2 a 3 discos de dentina se centraron y se montaron de manera aleatoria con acrílico autopolimerizable transparente (Nic Tone) dentro del molde de silicona, se colocó una loseta de vidrio encima del molde mientras el acrílico polimerizaba (Fig. 5) .



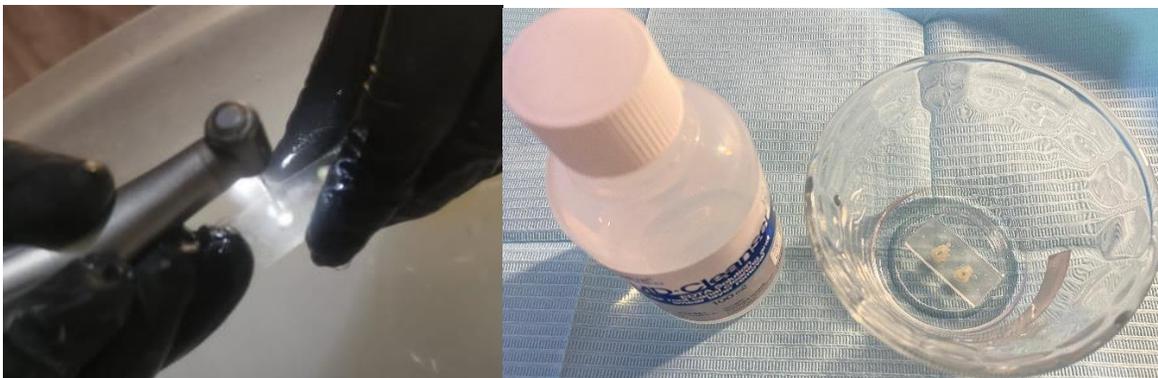
*Figura 5. Tres discos de dentina montados con acrílico autopolimerizable transparente dentro del molde personalizado de silicona de 2 mm de profundidad.*

Una vez fraguado, se retiró la base deacrílico que contenía los discos de dentina; se lijó y ajustó a las medidas convenientes para su manipulación en la máquina universal de pruebas (Fig 6).



*Figura 6. Base deacrílico con tres discos de dentina, ajustada a la base metálica para su manipulación en la máquina universal de ensayos.*

El espacio del conducto de cada disco se amplió con fresas Gates Glidden desde la #1 hasta la #5, para alcanzar un diámetro de 1.3 mm el cuál fue verificado con una regla milimétrica. Posteriormente se introdujo un Drill 5 (ParaPost®) para terminar la instrumentación y alisar las paredes de la cavidad (Fig 7A). Todas las paredes de dentina fueron tratadas con EDTA al 17% durante 1 minuto y posteriormente lavadas con agua destilada para eliminar los restos de dentina; y secadas con puntas de papel (Fig. 7B).

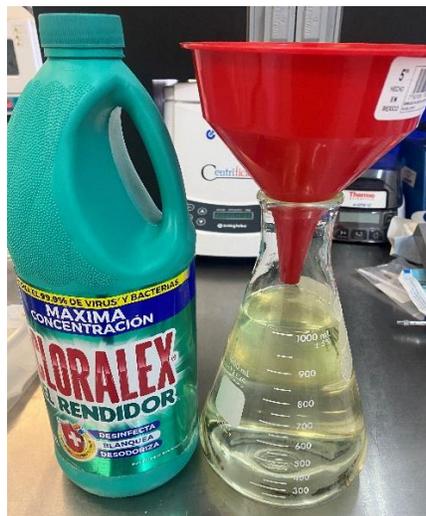


*Figura 7. (A) Estandarización de discos de dentina con Drill 5 (ParaPost®). (B) Tratamiento de las paredes dentinarias con EDTA al 17% durante un minuto.*

72 discos de dentina fueron divididos de manera aleatoria en dos grupos principales. Grupo 1 MTA Repair HP (n=30) y Grupo 2 Biodentine (n=42). Posteriormente cada grupo se dividió en 3 subgrupos.

#### **VI.4.3 Obtención de las soluciones de hipoclorito de sodio, obturación de las cavidades, incubación y contacto con hipoclorito de sodio.**

La solución de hipoclorito de sodio al 5.25% fue comprada de manera comercial bajo la marca Cloralex®. En base a la concentración al 5.25%, se realizó una regla de 3 para obtener 1 litro de NaOCl al 2.5%. Por cada 476 ml de NaOCl al 5.25%, se agregaron 524 ml, obteniendo así 1000 ml (1 litro) de NaOCl al 2.5% el cual fue almacenado en una botella rígida opaca que no permitía el paso de la luz (Fig. 8).



*Figura 8. NaOCl al 5.25% (Cloralex®) y obtención de NaOCl al 2.5%.*

Se procedió a obturar el grupo 1 con MTA Repair HP, siguiendo las instrucciones del fabricante. Se dispensó el contenido de 1 sobre de MTA Repair HP y 2 gotas del líquido sobre una loseta de vidrio, se espatularon durante 40 segundos hasta la homogenización completa del polvo y el líquido. El aspecto del MTA era similar a una masa de modelar, el cual se llevó hacia el lumen estandarizado de los 30 discos de dentina con un aplicador de MTA y se condensó con un condensador vertical ISO 120 sobre una loseta de vidrio. El exceso de material se recortó con una hoja de bisturí #15. Las muestras se etiquetaron de acuerdo a su grupo y se colocaron

en un recipiente de plástico con gasas humedecidas en agua destilada. El recipiente se llevó a una incubadora a 37°C y 100% de humedad relativa durante 10 minutos.

Para la obturación del grupo 2 de acuerdo a las instrucciones del fabricante, se tomó una cápsula de Biodentine, se golpeó levemente para descomprimir el polvo, se abrió y se vertieron 5 gotas de la monodosis y se cerró la cápsula. Posteriormente se colocó en un amalgamador a una velocidad de 4000 a 4200 oscilaciones/mn durante 30 segundos. Se colocó el material sobre una loseta de vidrio y con un aplicador de MTA se llevó hacia el lumen estandarizado de los 42 discos de dentina, posteriormente se condensó con un condensador vertical ISO 120 sobre la misma loseta de vidrio. El exceso de material se recortó con una hoja de bisturí #15. Las muestras se etiquetaron de acuerdo a su grupo y se colocaron en un recipiente de plástico con gasas humedecidas en agua destilada. El recipiente se llevó a una incubadora a 37°C y 100% de humedad relativa durante 10 minutos.

Según la concentración de NaOCl utilizada, cada grupo se dividió aleatoriamente en tres subgrupos de la siguiente manera:

Grupo 1. MTA Repair HP (n=30).

- 1.1 Grupo control (n=10).
- 1.2 En contacto con NaOCl 2.5% (n=10).
- 1.3 En contacto con NaOCl 5.25% (n=10)

Grupo 2. Biodentine (n=42).

- 2.1 Grupo control (n=14).
- 2.2 En contacto con NaOCl 2.5% (n=13).
- 2.3 En contacto con NaOCl 5.25% (n=15).

Al primer subgrupo de control de ambos grupos, se le colocó una torunda de algodón húmeda sobre cada cemento reparador y se dejó fraguar durante 48 horas a 37°C y 100% de humedad.

En el segundo subgrupo, las bases con las muestras se sumergieron en un recipiente de cristal con NaOCl al 2.5% durante 30 minutos. Después de este tiempo, las bases con las muestras se retiraron, enjuagaron con agua destilada y se colocaron en el mismo recipiente sellado, el cual fue llevado a una incubadora durante 48 horas a 37°C y 100% de humedad.

En el tercer subgrupo, las bases con las muestras se sumergieron en un recipiente de cristal con NaOCl al 5.25% durante 30 minutos y se realizó el mismo procedimiento anterior (Fig. 9 y 10).



Figura 9. (A) Muestras del segundo subgrupo sumergidas en NaOCl al 2.5% durante 30 min. (B) Muestras del tercer subgrupo sumergidas en NaOCl al 5.25% durante 30 min.



Figura 10. (A) Muestras en recipiente de plástico sobre gasas humedecidas en agua destilada. (B) Muestras almacenadas a 37°C y 100% de humedad durante 48 horas.

#### VI.4.4 Máquina Universal de Ensayos

La resistencia a la adhesión de ambos grupos se obtuvo utilizando una máquina universal de ensayos (CMS Metrology 21559044, STC-500kg) (Fig. 11A).

Se colocó una base de acrílico con 2-3 muestras en una base cilíndrica de metal, la cual contenía 4 tornillos que hacían contacto con cada lado de la base. El mismo Drill (Drill 5 ParaPost) que se utilizó para la instrumentación y alisado final de las paredes del conducto de todos los discos, fue seccionado de la punta activa y se utilizó como probeta para realizar la prueba. La carga de compresión se aplicó ejerciendo una presión hacia abajo sobre la superficie del cemento reparador en cada muestra con la probeta moviéndose a una velocidad constante de 1mm/min (Fig. 11B). La probeta tenía un espacio libre de aproximadamente 0.2 mm desde el margen de la pared dentinaria para asegurar el contacto solo con el cemento reparador.



*Figura 11. (A) Máquina Universal de Ensayos. (B) Probeta ejerciendo una presión hacia abajo sobre la superficie del cemento reparador a una velocidad constante de 1mm/min.*

La fuerza máxima aplicada al cemento reparador en el momento del desplazamiento se registró en Newtons. Para calcular la fuerza de resistencia a la adhesión en

Megapascuales (MPa), los valores registrados en Newtons se dividieron por el área de superficie de adhesión del cemento en mm<sup>2</sup> calculados de acuerdo con la siguiente fórmula:  $(N/\pi Dh)$ , donde  $\pi$  es la constante 3.14, D es el diámetro del conducto radicular (1.3 mm) y h es el grosor del corte de raíz en mm (2 mm).

#### **VI.4.5 Análisis estadístico**

Los datos obtenidos de cada grupo se expresaron en valores cuantitativos y la información se procesó en el programa Excel 2010. Se obtuvo la media, desviación estándar y rango de cada grupo; los datos fueron sometidos a un análisis estadístico U de Mann Whitney y Kruskal-Wallis. Se aplicó la prueba Post hoc de Dunn para determinar los grupos que presentaron diferencias estadísticamente significativas. Se estableció un nivel de significancia estadística de  $P < 0.05$ .

#### **VI.4.6 Consideraciones éticas**

En el presente estudio se utilizaron órganos dentales unirradiculares extraídos por motivos ortodónticos o enfermedad periodontal únicamente, recolectados de diferentes consultorios privados del Estado de Aguascalientes, Ags; los pacientes accedieron a donarlos sin fines de lucro y cuyo único propósito fue realizar la presente investigación.

Los órganos dentales fueron recolectados con las medidas de higiene pertinentes para evitar infecciones cruzadas, inoculación de bacterias y contaminación de las mismas muestras. Se limpiaron con ultrasonido y fueron almacenados en agua destilada. Se limpió y desinfectó el área de trabajo antes y después de su manipulación, así como el uso de guantes de protección.

Después de la obtención de las muestras, los remanentes de los órganos dentales fueron desechados adecuadamente de acuerdo a la NORMA OFICIAL MEXICANA NOM-087-SEMARNAT-1995, en bolsas de polietileno amarillo.

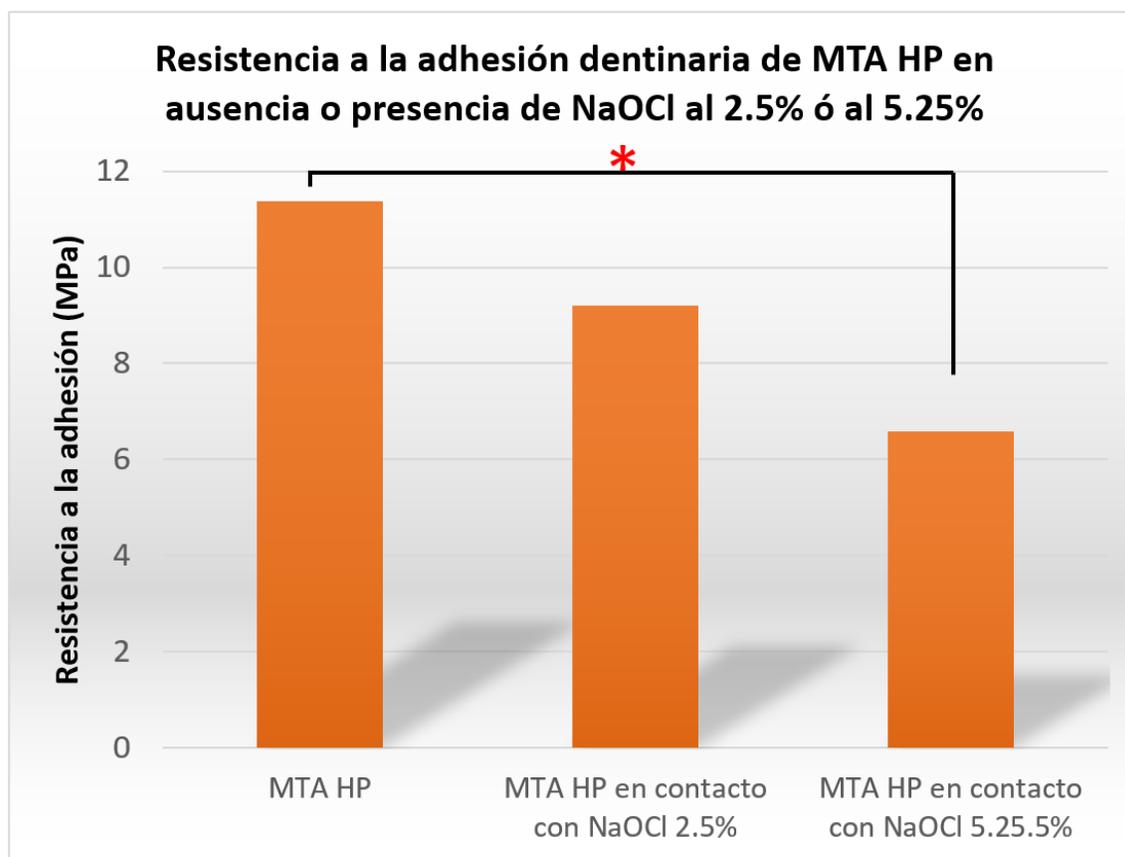
## VII. Resultados

En el cuadro 1 se presentan los valores de resistencia a la adhesión del cemento MTA Repair HP a la dentina en ausencia o presencia de NaOCl al 2.5% ó al 5.25%. Se puede observar un cambio significativo en el grupo control de MTA Repair HP.

**Cuadro 1.** Comparación de los valores de resistencia a la adhesión (MPa) del cemento MTA Repair HP a la dentina en ausencia o presencia de NaOCl al 2.5% ó al 5.25%.

Grupo	MTA HP (n=10)	MTA HP en contacto con NaOCl 2.5% (n=10)	MTA en contacto con NaOCl 5.25% (n=10)	Valor de p
	X ± DE (Rango)			
Resistencia a la adhesión	11.37 ± 1.59 (8.68-13.28)	9.20 ± 3.18 (4.97-13.25)	6.58 ± 2.93 (2.70-12.24)	0.0064*

NaOCl: Hipoclorito de sodio; MPa: Megapascales; MTA HP: Mineral Trióxido Agregado de Alta Plasticidad; X: Promedio; DE: Desviación estándar. \*: Prueba de Kruskal-Wallis.



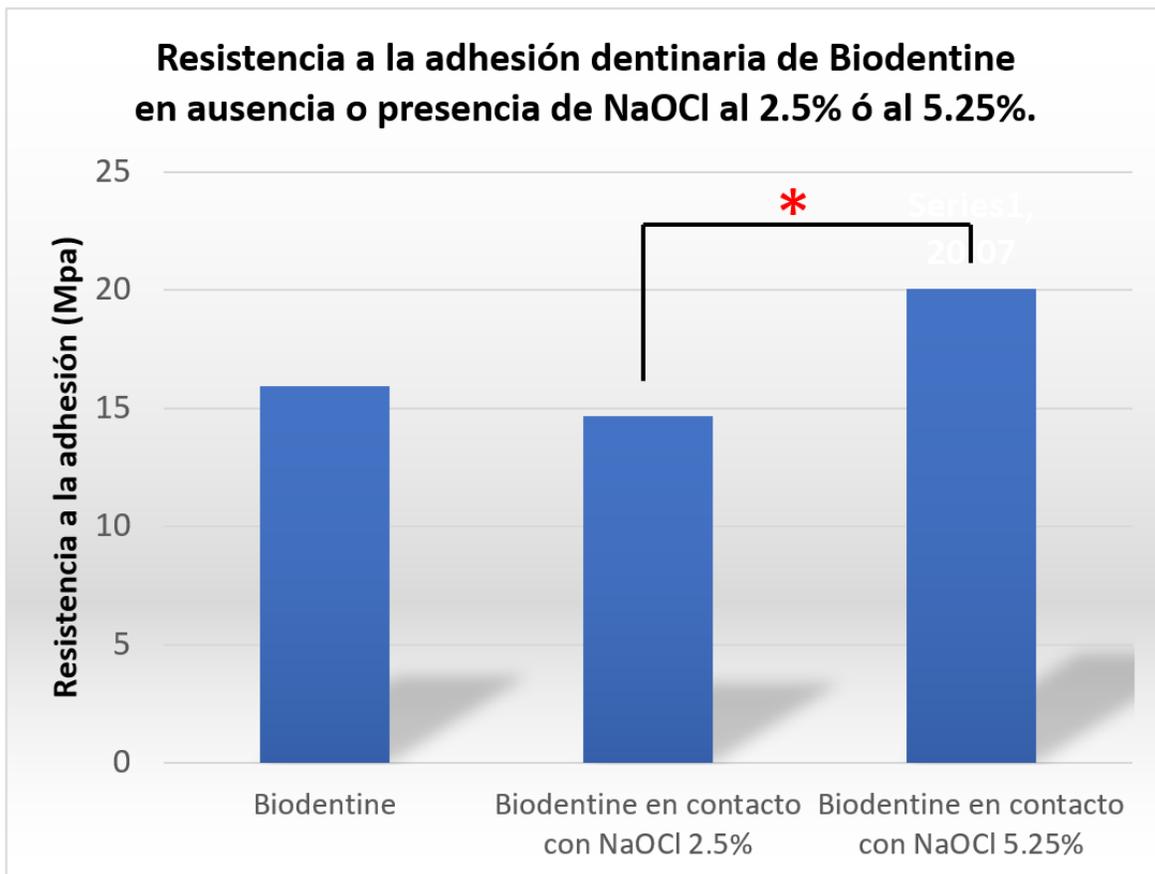
**Gráfica 1.** Comparación de los promedios de Resistencia a la adhesión de los tres grupos estudiados. \*p=0.0045, Prueba de Dunn.

En el cuadro 2 se presentan los valores de la resistencia a la adhesión del cemento Biodentine a la dentina en ausencia o presencia de NaOCl al 2.5% ó al 5.25%. Se puede observar un cambio significativo en el grupo de Biodentine que estuvo en contacto con NaOCl al 5.25%.

**Cuadro 2.** Comparación de los valores de resistencia a la adhesión (MPa) del cemento Biodentine a la dentina en ausencia o presencia de NaOCl al 2.5% ó al 5.25%.

Grupo	Biodentine (n=14)	Biodentine NaOCl 2.5% (n=13)	Biodentine NaOCl 5.25% (n=15)	Valor de p
	X ± DE (Rango)			
Resistencia a la adhesión	15.94 ± 3.21 (10.55-22.19)	14.68 ± 2.21 (9.86-18.63)	20.07 ± 5.92 (10.55-30.29)	0.0232*

NaOCl: Hipoclorito de sodio; MPa: Megapascales; X: Promedio; DE: Desviación estándar.\*: Prueba de Kruskal-Wallis.



**Gráfica 2.** Comparación de los promedios de Resistencia a la adhesión de los tres grupos estudiados. \*p=0.0197, Prueba de Dunn.

En el cuadro 3 se presentan los valores de la resistencia a la adhesión del cemento Biodentine y el cemento MTA Repair HP a la dentina, mezclados de acuerdo a las instrucciones de sus fabricantes. Se puede observar un cambio significativo en el grupo de Biodentine.

**Cuadro 3.** Comparación de los valores de resistencia a la adhesión (MPa) del cemento MTA Repair HP a la dentina.

Grupo	Biodentine (n=14)	MTA HP (n=10)	Valor de p
	X ± DE (Rango)		
Resistencia a la adhesión	15.94 ± 3.21 (10.55-22.19)	11.37 ± 1.59 (8.68-13.28)	0.0009*

MPa: Megapascales; MTA HP: Mineral Trióxido Agregado de Alta Plasticidad; X: Promedio; DE: Desviación estándar. \*:Prueba U de Mann Whitney.

En el cuadro 4 se presentan los valores de la resistencia a la adhesión del cemento Biodentine y el cemento MTA Repair HP a la dentina, en contacto con NaOCl al 2.5%. Se puede observar un cambio significativo en el grupo de Biodentine.

**Cuadro 4.** Comparación de los valores de resistencia a la adhesión (MPa) del cemento MTA Repair HP a la dentina en contacto con NaOCl al 2.5%.

Grupo	Biodentine en contacto con NaOCl 2.5% (n=13)	MTA HP en contacto con NaOCl 2.5% (n=10)	Valor de p
	X ± DE (Rango)		
Resistencia a la adhesión	14.68 ± 2.21 (9.86-18.63)	9.20 ± 3.18 (4.97-13.25)	<0.0001*

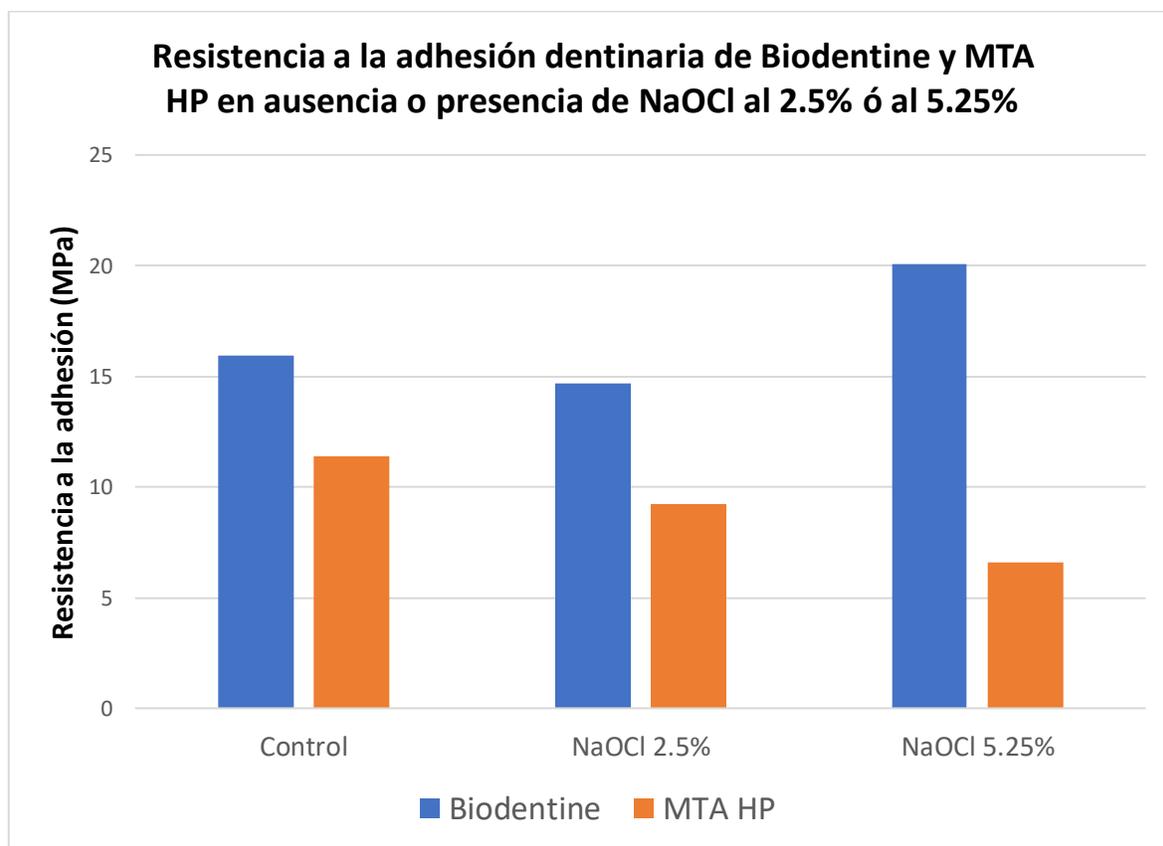
NaOCl: Hipoclorito de sodio; MPa: Megapascales; MTA HP: Mineral Trióxido Agregado de Alta Plasticidad; X: Promedio; DE: Desviación estándar. \*:Prueba U de Mann Whitney.

En el cuadro 5 se presentan los valores de la resistencia a la adhesión del cemento Biodentine y el cemento MTA Repair HP a la dentina, en contacto con NaOCl al 5.25%. Se puede observar un cambio significativo en el grupo de Biodentine.

**Cuadro 5.** Comparación de los valores de resistencia a la adhesión (MPa) del cemento MTA Repair HP a la dentina en contacto con NaOCl al 5.25%.

Grupo	Biodentine en contacto con NaOCl 5.25% (n=15)	MTA en contacto con NaOCl 5.25% (n=10)	Valor de p
	X ± DE (Rango)		
Resistencia a la adhesión	20.07 ± 5.92 (10.55-30.29)	6.58 ± 2.93 (2.70-12.24)	<0.0001*

NaOCl: Hipoclorito de sodio; MPa: Megapascales; MTA HP: Mineral Trióxido Agregado de Alta Plasticidad; X: Promedio; DE: Desviación estándar. \*: Prueba U de Mann Whitney.



**Gráfica 3.** Comparación de los promedios de Resistencia a la adhesión de los seis grupos estudiados.

## VIII. Discusión

Cuando se utiliza para la reparación de perforaciones, la adhesión de los cementos hidráulicos a la dentina circundante es esencial. El material utilizado debe ser capaz de evitar microfiltración y permanecer en su lugar bajo fuerzas de desalojo, como presiones funcionales o la aplicación de otros materiales de restauración (Pelliccioni et al., 2007). La resistencia a la adhesión es uno de los indicadores de las propiedades adhesivas de un material de reparación. Aunque no se ha propuesto universalmente un valor mínimo clínicamente relevante, es deseable una mayor fuerza de adhesión (Guo et al., 2016). Este estudio evaluó el efecto del NaOCl al 2.5% y al 5.25%, la solución irrigante endodóntica más ampliamente aceptada, sobre la resistencia a la adhesión de Biodentine™ y el nuevo MTA Repair HP. Hasta donde sabemos, este es el primer estudio que evalúa la fuerza de adhesión de MTA Repair HP, un material a base de silicato tricálcico modificado, en contacto con hipoclorito de sodio a diferentes concentraciones.

De acuerdo a los resultados del presente estudio, Biodentine™ mostró una resistencia a la adhesión superior a MTA Repair HP en todos los grupos. Por lo tanto, se rechaza la hipótesis nula. Este resultado es consistente con estudios previos. La capacidad de biomineralización de Biodentine™ probablemente se puede atribuir a la formación de tags. Han y Okiji (2011) demostraron que la absorción de iones de calcio y silicio en la dentina conduce a la formación de estructuras similares a tags en Biodentine™, y que fue mayor que en ProRoot® MTA. Además, su pequeño tamaño de partícula mejora la penetración del cemento en los túbulos dentinarios. (Guneser et al., 2013).

Silva et al. (2016) evaluaron la resistencia a la adhesión de Biodentine, MTA Repair HP y MTA Angelus® blanco después de incubarse por 7 días, los especímenes de Biodentine™ tuvieron los valores más altos de resistencia a la adhesión. Sin embargo, no existe ningún estudio que haya reportado que Biodentine™ aumenta significativamente su resistencia a la adhesión en contacto con NaOCl.

Guneser et al. (2013) Evaluaron el efecto de diversos irrigantes endodónticos en la resistencia a la adhesión de Biodentine™ y materiales convencionales de reparación radicular; reportó que Biodentine™ tuvo una resistencia a la adhesión significativamente superior a ProRoot® MTA; sin embargo no fue estadísticamente significativa al estar en contacto con NaOCl al 3.5%.

Alsubait (2017) Evaluó la resistencia a la adhesión de 4 cementos endodónticos a base de silicato de calcio (NeoMTA™ Plus®, EndoSequence®, Biodentine™, ProRoot® MTA blanco) después de la exposición a NaOCl al 2.5% durante la fase temprana de fraguado. En los grupos tratados con NaOCl, ProRoot® MTA mostró una resistencia a la adhesión significativamente mayor que los otros 3 materiales. Mientras que en los grupos control, Biodentine™ fue significativamente mayor que los demás. De igual forma, mostraron que el NaOCl disminuyó significativamente la adhesión de Biodentine™ y NeoMTA™. Estos hallazgos difieren con los presentados en este estudio, ya que el grupo de Biodentine™ en contacto con NaOCl al 5.25% tuvo la mayor resistencia a la adhesión de todos los grupos probados.

En cuanto a los grupos de MTA Repair HP, hubo una diferencia estadísticamente significativa entre el grupo control y el grupo en contacto con NaOCl al 5.25%. El NaOCl disminuyó la fuerza de adhesión de MTA Repair HP. Hasta la fecha, no existen estudios que evalúen la fuerza de adhesión de MTA Repair HP en contacto con soluciones irrigantes como el NaOCl, por lo que se necesitarán más estudios para evaluar los valores de resistencia a la adhesión de este nuevo cemento.

Debemos recordar que la fórmula de MTA Repair HP sustituye el óxido de bismuto por tungstato de calcio como agente radiopacificador. El tungstato de calcio contribuye a una mayor liberación de calcio, promoviendo una mayor biomineralización. Además, la alta plasticidad de MTA Repair HP puede afectar

positivamente la adaptación marginal del cemento a las paredes de la dentina radicular, y esto puede asociarse con una mayor fuerza de unión.

Silva et al. (2016) Evaluaron la resistencia a la adhesión de Biodentine™, MTA Repair HP y MTA Angelus® blanco mezclados de acuerdo a las instrucciones de sus fabricantes. Actualmente, es el único estudio que ha evaluado la resistencia a la adhesión de MTA Repair HP en comparación con otros cementos como Biodentine™ y MTA Angelus® blanco. Reportaron que Biodentine™ tuvo los valores estadísticamente significativos más altos de resistencia a la adhesión y que MTA Repair HP tuvo una resistencia a la adhesión significativamente mayor que su predecesor MTA Angelus® blanco. Esto concuerda con los hallazgos de este estudio donde Biodentine™ tuvo una resistencia a la adhesión mayor que la formulación de MTA Repair HP. Sin embargo, se necesitan estudios futuros que comparen MTA Repair HP con otras marcas distintas de MTA para determinar si su fuerza de unión es superior debido a sus características mejoradas.

En cuanto al aspecto metodológico, hay ciertos aspectos que se deben resaltar. La anatomía interna del conducto radicular es un factor de confusión crítico y un sesgo biológico; por lo que únicamente se cortaron discos de 2 mm de grosor del tercio medio de cada órgano dental para proporcionar una colocación uniforme, evitar el riesgo de fricción y simplificar los cálculos del área de unión. Además, se utilizaron fresas Gates Glidden hasta un número #5 y un Drill (ParaPost Fiber Lux Plus) para obtener una dimensión estandarizada de 1.3 mm del conducto radicular para simplificar los cálculos del área de unión. Esto produce cavidades con lados paralelos y asegura que la fuerza ejercida sobre la interfaz entre el material y la dentina sea una fuerza de corte. Este procedimiento es también un requisito para que la ecuación para el cálculo de la fuerza de adhesión sea válida, ya que se basa en la suposición de un diámetro constante en toda la altura de la cavidad. Se utilizó el mismo drill sin punta activa para asegurar que el eje de la cavidad perforada fuera exactamente perpendicular a la superficie inferior del órgano dental.

Se recomienda mantener las muestras en un ambiente húmedo con agua estéril o solución salina normal antes de la prueba de resistencia a la adhesión para humedecer los cementos de silicato de calcio, lo que proporciona una mayor resistencia integral del cemento, mejora las características de retención y aumenta la resistencia a la adhesión de los cementos de silicato de calcio (Kaur et al., 2017).

Una de las limitaciones de este estudio, es que si bien se distribuyeron de manera equitativa los discos provenientes de premolares inferiores unirradiculares en los distintos grupos experimentales; se utilizó únicamente un cemento por disco, por lo que algunos factores como la edad del órgano dental, la esclerosis, dureza y otros factores, podrían tener algún efecto importante en los resultados que no fue controlado en este estudio.

Otra limitación del presente estudio es la incapacidad de reproducir las condiciones clínicas óptimas para simular los procedimientos de irrigación del conducto radicular. Un factor importante es el deslave de estos cementos sin dejar que fragüen frente a la presión de inyección de las soluciones de irrigación.

## **IX. Conclusiones**

En conclusión el cemento bioactivo a base de silicato de calcio Biodentine fue el que presentó mayor resistencia a la adhesión en presencia de hipoclorito de sodio al 5.25%, seguido de hipoclorito de sodio al 2.5%; en comparación con el MTA Repair HP que presentó menor resistencia a la adhesión en presencia de hipoclorito de sodio al 2.5% y al 5.25%.

Los resultados de este estudio podrían proporcionar información que ayude al clínico a seleccionar el mejor material de reparación para la endodoncia en una sola cita. Están indicados más estudios para evaluar el efecto del NaOCl en otras propiedades de los nuevos cementos a base de silicato de calcio, incluida la capacidad de sellado, antes del uso clínico.

## **X. Propuestas**

Realizar más estudios que comparen MTA Repair HP con otras marcas de MTA para corroborar que tiene mejores características que ellos y, en caso de que el clínico prefiera utilizar MTA, elija el mejor para su propósito.

Realizar más estudios que comparen la resistencia a la adhesión de los cementos nuevos lanzados al mercado a base de silicato de calcio con los ya estudiados o estándar de oro para encontrar el material ideal según la situación clínica presente.

Realizar más estudios de resistencia a la adhesión, modificar la metodología en cuanto a la preparación de especímenes, ya que es sumamente laboriosa su preparación y diversas fallas técnicas pueden ocurrir; de esta forma se evaluaría de una manera más precisa o estandarizada los distintos materiales utilizados en endodoncia.

## XI. Bibliografía

Alamoudi R.A., and Abu Zeid S.T. 2019. Effect of Irrigants on the Push-out Bond Strength of Two Bioceramic Root Repair Materials. *Materials* 12(12): 1–10.

Alsubait, S.A. 2017. Effect of Sodium Hypochlorite on Push-out Bond Strength of Four Calcium Silicate-Based Endodontic Materials When Used for Repairing Perforations on Human Dentin: An in Vitro Evaluation. *J. Contemp. Dent. Pract.* 18 (4): 289–94.

Angelus®. Londrina: Productos Angelus. MTA Repair HP. 2016. <https://www.angelusdental.com/products/details/id/207> (consultada el 27 de marzo de 2020).

Assmann E., Scarparo R.K., Böttcher D.E., and Grecca F.S.. 2012. Dentin Bond Strength of Two Mineral Trioxide Aggregate–Based and One Epoxy Resin–Based Sealers. *J. Endod.* 38(2): 219–21.

Camilleri J., and Pitt Ford T.R. 2006. Mineral Trioxide Aggregate: A Review of the Constituents and Biological Properties of the Material. *Int. Endod. J.* 39(10): 747–54.

Camilleri J. 2009. Evaluation of Selected Properties of Mineral Trioxide Aggregate Sealer Cement. *J. Endod.* 35(10): 1412–17.

Camilleri J., Sorrentino F., and Damidot D. 2013. Investigation of the Hydration and Bioactivity of Radiopacified Tricalcium Silicate Cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent. Mater.* 29(5): 580–93.

Camilleri J. 2015. Staining Potential of Neo MTA Plus, MTA Plus, and Biodentine Used for Pulpotomy Procedures. *J. Endod.* 41(7): 1139–45.

Chng H.K., Islam I., Yap A.U., Tong Y.W., and Koh E.T. 2005. Properties of a New Root-End Filling Material. *J. Endod.* 31(9): 665–68.

Craig R.G., and Peyton F.A. 1958. Elastic and Mechanical Properties of Human Dentin. *J. Dent. Res.* 37(4): 710–18.

Dammaschke T. 2012. Biodentine-an Overview. *Septodont Case Studies Collection.* 3: 4–8.

Das, A. 2013. Non Surgical Management of Furcation Perforation-a Case Report. *Contemp. Clin. Dent.* 7(4).

Duarte M.A., Demarchi A.C., Yamashita J.C., Kuga M.C., Fraga Sde C. 2003. pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 95(3): 345–7.

Faraco 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: 163–6.

Fischer E.J., Donald E.A., and Miller C.H. 1998. Bacterial Leakage of Mineral Trioxide Aggregate as Compared with Zinc-Free Amalgam, Intermediate Restorative Material, and Super-EBA as a Root-End Filling Material. *J. Endod.* 24(3): 176–79.

Fridland M., and Rosado R. 2005. MTA Solubility: A Long Term Study. *J. Endod.* 31(5): 376–79.

Fuss Z., and Trope M. 1996. Root Perforations: Classification and Treatment Choices Based on Prognostic Factors. *Dent. Traumatol.* 12(6): 255–64.

Galarça A.D., Da Rosa W.L.O., Da Silva T.M., Da Silveira Lima G., Carreño N.L.V., Pereira T.M., Aguirre Guedes O., Borges A.H., Da Silva A.F., and Piva E. 2018. Physical and Biological Properties of a High-Plasticity Tricalcium Silicate Cement. *BioMed Res. Int.*

Gancedo-Caravia L., and Garcia-Barbero E. 2006. Influence of Humidity and Setting Time on the Push-out Strength of Mineral Trioxide Aggregate Obturations. *J. Endod.* 32(9): 894–96.

Grech L., Mallia B., and Camilleri J. 2013. Investigation of the Physical Properties of Tricalcium Silicate Cement-Based Root-End Filling Materials. *Dent. Mater.* 29(2): e20–28.

Guneser M.B., Akbulut M.B., and Eldeniz A.U. 2013. Effect of Various Endodontic Irrigants on the Push-out Bond Strength of Biodentine and Conventional Root Perforation Repair Materials. *J. Endod.* 39 (3): 380–84.

Hamed S.A., 2011. Repair of Root Canal Perforation by Different Materials. *J. Baghdad Coll. Dent.* 23 (special issue): 30–35.

Han L., and Okiji T. 2013. Bioactivity Evaluation of Three Calcium Silicate-based Endodontic Materials. *Int. Endod. J.* 46(9): 808–14.

Hashem A., Ghoneim A., Lutfy R., and Fouda M. 2009. The Effect of Different Irrigating Solutions on Bond Strength of Two Root Canal–Filling Systems. *J. Endod.* 35(4): 537–40.

Hashem A., Marzouk A., and Maged H. 2012. The Push-out Bond Strength of Different Furcation Perforation Repair Materials: A Comparative Study. *ENDO.* 6(4): 277.

Hashem A., and Amin S.A. 2012. The Effect of Acidity on Dislodgment Resistance of Mineral Trioxide Aggregate and Bioaggregate in Furcation Perforations: An in Vitro Comparative Study. *J. Endod.* 38(2): 245–49.

Holland R., de Souza V., Nery M.J., Otoboni Filho J.A., Bernabe P.F., Dezan E. Jr. 1999. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide. *J. Endod.* 25(3): 161–6.

Hong S.T., Bae K.S., Baek S.H., Kum K.Y., Shon W.J., and Lee W. 2010. Effects of Root Canal Irrigants on the Push-out Strength and Hydration Behavior of Accelerated Mineral Trioxide Aggregate in Its Early Setting Phase. *J. Endod.* 36(12): 1995–99.

Huffman B.P., Mai S., Pinna L., Weller R.N., Primus C.M., Gutmann J.L., Pashley D.H., and Tay F.R.. 2009. Dislocation Resistance of ProRoot Endo Sealer, a Calcium Silicate-based Root Canal Sealer, from Radicular Dentine. *Int. Endod. J.* 42(1): 34–46.

Ingle J.I. 1961. A Standardized Endodontic Technique Utilizing Newly Designed Instruments and Filling Materials. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.* 14(1): 83–91.

Kaur M., Singh H., Dhillon J.S., Batra M., and Saini M. 2017. MTA versus Biodentine: Review of Literature with a Comparative Analysis. *J. Clin. Diagn. Res.* 11(8): ZG01.

Kogan P., He J., Glickman G.N., and Watanabe I. 2006. The Effects of Various Additives on Setting Properties of MTA. *J. Endod.* 32(6): 569–72.

Koubi S., Elmerini H., Koubi G., Tassery H., and Camps J. 2012. Quantitative Evaluation by Glucose Diffusion of Microleakage in Aged Calcium Silicate-Based Open-Sandwich Restorations. *Int. J. Dent.* 2012.

Koubi G., Colon P., Franquin J.C., Hartmann A., Richard G., Faure M.O., and Lambert G. 2013. Clinical Evaluation of the Performance and Safety of a New Dentine Substitute, Biodentine, in the Restoration of Posterior Teeth—a Prospective Study. *Clin. Oral Investig.* 17(1): 243–49.

Kvinnslund I., Oswald R.J., Halse A., and Grønningsaeter A.G.. 1989. A Clinical and Roentgenological Study of 55 Cases of Root Perforation. *Int. Endod. J.* 22(2): 75–84.

Laurent P., Camps J., De Méo M., Déjou J., and About I. 2008. Induction of Specific Cell Responses to a Ca<sub>3</sub>SiO<sub>5</sub>-Based Posterior Restorative Material. *Dent. Mater. J.* 24(11): 1486–94.

Laurent P., Camps J., and About I. 2012. Biodentine™ Induces TGF-β1 Release from Human Pulp Cells and Early Dental Pulp Mineralization. *Int. Endod. J.* 45(5): 439–48.

Lee S.J., Monsef M., and Torabinejad M. 1993. Sealing Ability of a Mineral Trioxide Aggregate for Repair of Lateral Root Perforations. *J. Endod.* 19(11): 541–44.

Loxley E.C., Liewehr F.R., Buxton T.B., and McPherson J.C. 3rd. 2003. The Effect of Various Intracanal Oxidizing Agents on the Push-out Strength of Various Perforation Repair Materials. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 95(4): 490–94.

Luo Z., Li D., Kohli M.R., Yu Q., Kim S., and He W.X. 2014. Effect of Biodentine™ on the Proliferation, Migration and Adhesion of Human Dental Pulp Stem Cells. *J. Dent.* 42(4): 490–97.

Main C., Mirzayan N., Shabahang S., and Torabinejad M. 2004. Repair of Root Perforations Using Mineral Trioxide Aggregate: A Long-Term Study. *J. Endod.* 30(2): 80–83.

Majeed A., and AlShwaimi E. 2017. Push-out Bond Strength and Surface Microhardness of Calcium Silicate-Based Biomaterials: An in Vitro Study. *Med. Princ. and Pract.* 26(2): 139–45.

Mente J., Leo M., Panagidis D., Saure D., and Pfefferle T. 2014. Treatment Outcome of Mineral Trioxide Aggregate: Repair of Root Perforations—Long-Term Results. *J. Endod.* 40(6): 790–96.

Pelliccioni G.A., Vellani C.P., Gatto M.R., Gandolfi M.G., Marchetti C., and Prati C. 2007. Proroot Mineral Trioxide Aggregate Cement Used as a Retrograde

Filling without Addition of Water: An in Vitro Evaluation of Its Microleakage. *J. Endod.* 33(9): 1082–85.

Pereira C.L., Cenci M.S., and Demarco F.F. 2004. Sealing Ability of MTA, Super EBA, Vitremer and Amalgam as Root-End Filling Materials. *Braz. Oral Res.* 18(4): 317–21.

Piconi C., and Maccauro G. 1999. Zirconia as a Ceramic Biomaterial. *Biomaterials.* 20(1): 1–25.

Ravichandra P.V., Vemisetty H., Jayaprada R.D., Ramkiran D., and Jaya M. 2014. Comparative Evaluation of Marginal Adaptation of Biodentine™ and Other Commonly Used Root End Filling Materials-an Invitro Study. *J. Clin. Diagn. Res.* 8(3): 243.

Saghiri M.A., Shokouhinejad N., Lotfi M., Aminsobhani M., and Saghiri A.M. 2010. Push-out Bond Strength of Mineral Trioxide Aggregate in the Presence of Alkaline PH. *J. Endod.* 36(11): 1856–59.

Saha S.G., Shrivastava R., Neema H.C., and Saha M.K. 2011. Furcal Perforation Repair with MTA: A Report of Two Cases. *J. Pierre Fauchard Acad.* 25(4): 196–99.

Sahebi S., Sobhnamayan F., and Naghizade S. 2016. The Effects of Various Endodontic Irrigants on the Push-out Bond Strength of Calcium-Enriched Mixture Cement and Mineral Trioxide Aggregate. *Iran. Endod. J.* 11(4): 280.

Samiee M., Eghbal M.J., Parirokh M., Abbas F.M., and Asgary S. 2010. Repair of Furcal Perforation Using a New Endodontic Cement. *Clin. Oral Investig.* 14(6): 653–58.

Santos A.D., Moraes J.C., Araujo E.B., Yukimitu K., Valerio Filho W.V. 2005. Physico-chemical properties of MTA and a novel experimental cement. *Int. Endod. J.* 38(7): 443–7.

Sarkar N.K., Caicedo R., Ritwik P., Moiseyeva R., and Kawashima I. 2005. Physicochemical Basis of the Biologic Properties of Mineral Trioxide Aggregate. *J. Endod.* 31(2): 97–100.

Schwartz R.S., Mauger M., Clement D.J., and Walker W.A. 3rd. 1999. Mineral Trioxide Aggregate: A New Material for Endodontics. *J. Am. Dent. Assoc.* 130(7): 967–75.

Schmitt D., Lee J., and Bogen G. 2001. Multifaceted Use of ProRoot™ MTA Root Canal Repair Material. *Pediatr. Dent.* 23(4): 326–30.

Seltzer S., Sinai I., and August D. 1970. Periodontal Effects of Root Perforations before and during Endodontic Procedures. *J. Dent. Res.* 49(2): 332–39.

Septodont. Biodentine®. Active Biosilicate Technology®. 2011. <https://www.septodont.es/productos/biodentine>.

Shahi S., Rahimi S., Yavari H.R., Samiei M., Janani M., Bahari M., Abdolrahimi M., Pakdel F., and Aghbali A. 2012. Effects of Various Mixing Techniques on Push-out Bond Strengths of White Mineral Trioxide Aggregate. *J. Endod.* 38(4): 501–4.

Shipper G., Grossman E.S., Botha A.J., and Cleaton-Jones P.E. 2004. Marginal Adaptation of Mineral Trioxide Aggregate (MTA) Compared with Amalgam as a Root-end Filling Material: A Low-vacuum (LV) versus High-vacuum (HV) SEM Study. *Int. Endod. J.* 37(5): 325–36.

Shokouhinejad N., Nekoofar M.H., Iravani A., Kharrazifard M.J., and Dummer P.M. 2010. Effect of Acidic Environment on the Push-out Bond Strength of Mineral Trioxide Aggregate. *J. Endod.* 36(5): 871–74.

Silva E.J., Carvalho N.K., Zanon M., Senna P.M., De-Deus G., Zuolo M.L., and Zaia A.A. 2016. Push-out Bond Strength of MTA HP, a New High-Plasticity Calcium Silicate-Based Cement. *Braz. Oral Res.* 30(1).

Singh S., Podar R., Dadu S., Kulkarni G., Vivrekar S., and Babel S. 2016. An in Vitro Comparison of Push-out Bond Strength of Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate in the Presence of Sodium Hypochlorite and Chlorhexidine Gluconate. *Endodontology*. 28(1): 42-45.

Sinha A., Jain A., Jagtap T., Nidhi N., Patil A., and Kapoor P. 2018. Comparative Evaluation of Push-out Bond Strength of MTA HP, White MTA and Biodentine - An in Vitro Study. *Int J Curr Pharm Res*. 5(2): 4071-4074.

Sinkar R.C., Patil S.S., Jogad N.P., and Gade V.J. 2015. Comparison of Sealing Ability of ProRoot MTA, RetroMTA, and Biodentine as Furcation Repair Materials: An Ultraviolet Spectrophotometric Analysis. *J. Conserv. Dent*. 18(6): 445.

Soundappan S., Sundaramurthy J.L., Raghu S., and Natanasabapathy V. 2014. Biodentine versus Mineral Trioxide Aggregate versus Intermediate Restorative Material for Retrograde Root End Filling: An Invitro Study. *J. Dent. (Tehran)* 11(2): 143.

Tanalp J., Karapınar-Kazandağ M., Dölekoğlu S., and Kayahan MB. 2013. Comparison of the Radiopacities of Different Root-End Filling and Repair Materials. *Sci. World J*. 2013.

Thompson J.I., Gregson P.J., and Revell P.A. 1999. Analysis of Push-out Test Data Based on Interfacial Fracture Energy. *J. Mater. Sci. Mater. Med*. 10(12): 863–68.

Tomás-Catalá C.J., Collado-González M., García-Bernal D., Oñate-Sánchez R.E., Forner L., Llena C., Lozano A., Castelo-Baz P., Moraleda J.M., and Rodríguez-Lozano F.J. 2017. Comparative Analysis of the Biological Effects of the Endodontic Bioactive Cements MTA-Angelus, MTA Repair HP and NeoMTA Plus on Human Dental Pulp Stem Cells. *Int. Endod. J*. 50:e63–72.

Tomás-Catalá C.J., Collado-González M., García-Bernal D., Oñate-Sánchez R.E., Forner L., Llena C., Lozano A., Moraleda J.M., and Rodríguez-

Lozano F.J. 2018. Biocompatibility of New Pulp-Capping Materials NeoMTA plus, MTA Repair HP, and Biodentine on Human Dental Pulp Stem Cells. *J. Endod.* 44(1): 126–32.

Tomer A.K., Dayal C., Malik N., Bhardwaj G., Muni S., and Sharma A. 2016. An in Vitro Evaluation of the Push-out Bond Strength of Biodentine and MTA Plus Root Perforation Repair Materials after Irrigation with Different Endodontic Irrigants. *Int. J. Oral Care Res.* 4: 53–57.

Torabinejad M., Hong C.U., Pitt Ford T.R., and Kettering J.D. 1995. “Antibacterial Effects of Some Root End Filling Materials.” *J. Endod.* 21(8): 403–6.

Torabinejad M., Hong C.U., McDonald F., and Pitt Ford T.R. 1995. Physical and Chemical Properties of a New Root-End Filling Material. *J. Endod.* 21 (7): 349–53.

Torabinejad M., and White D.J. 1995. “Tooth Filling Material and Method of Use.” United States Patent.

Torabinejad M., and Chivian N. 1999. Clinical Applications of Mineral Trioxide Aggregate. *J. Endod.* 25(3): 197–205.

Tsesis I., and Fuss Z.V.I. 2006. Diagnosis and Treatment of Accidental Root Perforations. *Endod. Topics.* 13(1): 95–107.

Türker S.A., Uzunoğlu E., and Bilgin 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): 502–8.

Yan P., Peng B., Fan B., Fan M., and Bian Z. 2006. The Effects of Sodium Hypochlorite (5.25%), Chlorhexidine (2%), and Glyde File Prep on the Bond Strength of MTA-Dentin. *J. Endod.* 32 (1): 58–60.

Zarenejad N., Asgary S., Ramazani N., Haghshenas M.R., Rafiei A., and Ramazani M. 2015. Coronal Microleakage of Three Different Dental Biomaterials as Intra-Orifice Barrier during Nonvital Bleaching. *Dent. Res. J.* 12(6): 581.

Zehnder M. 2006. Root Canal Irrigants. *J. Endod.* 32(5): 389–98.

Zhou H.M., Shen Y., Wang Z.J., Li L., Zheng Y.F., Häkkinen L., and Haapasalo M. 2013. In Vitro Cytotoxicity Evaluation of a Novel Root Repair Material. *J. Endod.* 39(4): 478–83.

## XII. Anexos

### XII.1 Hoja de recolección de datos

<b>Cemento</b>	<b>Fuerza (Newtons)</b>	<b>Fuerza 1 (MPa)</b>	<b>Observaciones</b>
<b>MTA Repair HP</b>			
<b>Biodentine</b>			
<b>MTA Repair HP en contacto con NaOCl al 2.5%</b>			
<b>Biodentine en contacto con NaOCl al 2.5%</b>			
<b>MTA Repair HP en contacto con NaOCl al 5.25%</b>			
<b>Biodentine en contacto con NaOCl al 5.25%</b>			