



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Especialidad en Endodoncia



**“EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE TRES  
CEMENTOS REPARADORES A BASE DE SILICATO DE CALCIO EXPUESTO  
A SANGRE DURANTE SU FRAGUADO”**

**Tesis**

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

**Especialidad en Endodoncia**

**Presenta:**

C.D Stephanie Alexandra De Anda Sevilla

**Dirigido por:**

C.D.E.E Irak Villarreal Vera

Centro Universitario, Querétaro, Qro.  
Junio 2020

## Resumen

**Objetivo:** Investigar el efecto de la contaminación con sangre en cementos reparadores biocerámicos sobre su resistencia a la compresión.

**Material y métodos:** Los materiales estudiados fueron Biodentine (Septodont), MTA Flow (Ultradent) y NeoMTA Plus (Avalon). Se realizaron 60 cilindros de 5mm de altura x 4 mm de diámetro divididos en grupos (Con y sin exposición sanguínea), subdivididos en 9 muestras para cada cemento reparador a base de silicato de calcio y 6 muestras para grupo control. Después de 15 días de incubación, las muestras fueron sometidas a pruebas de compresión utilizando la maquina universal de pruebas.

**Resultados:** Independientemente del cemento reparador, los valores de resistencia a la compresión en los grupos experimentales se encontraron significativamente menores en comparación a los grupos sin exposición a sangre ( $P < 0.0001$ )

**Conclusiones:** Se encontró que la sangre humana en cementos reparadores a base de silicato de calcio, reduce su fuerza a la compresión. Es por eso que en situaciones clínicas donde la sangre se mezcla con el cemento reparador, sus propiedades físicas pueden ser comprometidas.

**Palabras clave:** Contaminación con sangre, resistencia a la compresión, biodentine, MTA.

## Summary

**Objective:** The aim of this study was to investigate the effect of blood contamination on bioceramic repair cements on their resistance to compression.

**Materials and methods:** The materials studied were Biodentine (Septodont), MTA Flow (Ultradent) y NeoMTA Plus(Avalon). 53 cylinders of 5mm high x 4mm in diameter were divided in two groups (With and without blood exposure), subdivided into 8 samples for each calcium silicate-based repair cement and 5 samples for control group. After 15 days of incubation, the samples were subjected to compression tests using a universal testing machine.

**Results:** Regardless of the repair cement, the compressive strength values in all experimental groups were found significantly lower compared to the groups without blood exposure ( $P < 0.0001$ )

**Conclusions:** It was found that when human blood reduce the compressive strength of calcium silicate-based repair cements. That is why in clinical situations where blood is mixed with the repair cement, its physical properties can be compromised.

**Key words:** Blood contamination, Compressive strength, Biodentine, MTA.

## Dedicatorias

Esta tesis la dedico a mi familia, quien siempre me impulsa a ser mejor. Pero especialmente quier dedicar este trabajo a dos de los hombres mas importantes en mi vida. A mi papá Enrique De Anda por ser siempre mi más grande motivación desde el cielo y a mi hermano Julián De Anda por ser siempre mi mayor ejemplo.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## **Agradecimientos**

Agradezco a la memoria de mi padre Enrique De Anda, quien siempre ha sido mi mayor motivación desde el cielo.

A mi madre Silvia Sevilla quien es un gran ejemplo de esfuerzo, valentía y amor. Quien siempre estuvo para escucharme y darme las mejores palabras de apoyo, en los buenos y no tan buenos momentos.

A mis hermanas Layla, Valerie y sus familias por siempre llenarme de amor y recargarme de energía positiva cada que viajaba a casa para volver con mas ánimo que nunca.

A mi hermano Julián, quien sin su ayuda, apoyo incondicional y consejos yo no hubiera podido llegar hasta aquí.

A Irving Quezada quien se agregó a este camino y sin duda logró ser una pieza muy importante para mi durante todo este proceso.

Agradezco a mis docentes de Universidad Autónoma de Querétaro, por haber compartido conmigo sus conocimientos y apoyarme en cualquier duda que se me presentara; De manera muy especial, agradezco al Dr Irak Villareal , tutor de esta investigación quien siempre fue de las personas más calidas y sinceras hacia mi en este tiempo y al Dr Ruben Abraham Dominguez Pérez por su paciencia y valioso aporte para esta investigación.

## 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 tablas</b>	Vii
<b>Índice de figuras</b>	viii
<b>Abreviaturas y siglas</b>	iv
<b>I. Introducción</b>	1
<b>II. Antecedentes</b>	2
<b>III. Fundamentación teórica</b>	4
<b>IV. Planteamiento del problema</b>	14
IV.1 Pregunta de investigación	14
<b>V. Hipótesis</b>	15
V. 1 Hipótesis de trabajo	15
V. 2 Hipótesis nula	15
<b>VI. Objetivos</b>	16
VI.1 Objetivo General	16
VI.2 Objetivos Específicos	16
<b>VII. Material y métodos</b>	17
VII.1 Diseño de investigación	17
VII.2 Población	17
VII.3 Muestra	18
VII.4 Criterios de selección	19
VII.5 Recursos materiales	20
VII.6 Procedimientos	21
VII.6.1 Análisis estadístico	30
VII.6.2 Consideraciones éticas	30
<b>VIII. Resultados</b>	31

<b>IX. Discusión</b>	35
<b>X. Conclusiones</b>	40
<b>XI. Bibliografía</b>	42

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## Índice de tablas

<b>Tabla</b>		<b>Página</b>
<b>Tabla 1.</b>	Comparación de los valores de resistencia a la compresión (Mpa) de cementos reparadores utilizados mezclados en condiciones optimas según el fabricante después de 15 días después de incubación.	31
<b>Tabla 2.</b>	Comparación de los valores de resistencia a la compresión (Mpa) de cementos reparadores mezclados expuestos a sangre durante su fraguado después de 15 días después de incubación.	32
<b>Tabla 3.</b>	Comparación de los valores de resistencia a la compresión (Mpa) del cemento reparadores “MTA FLOW” con y sin sangre después de 15 días después de incubación.	33
<b>Tabla 4.</b>	Comparación de los valores de resistencia a la compresión (Mpa) del cemento reparadores “NEO MTA” con y sin sangre después de 15 días después de incubación.	34
<b>Tabla 5.</b>	Comparación de los valores de resistencia a la compresión (Mpa) del cemento reparadores “BIODENTINE” con y sin sangre después de 15 días después de incubación.	34



## Índice de figuras

<b>Figuras</b>	<b>Página</b>
<b>Figura 1.</b> Fabricación de moldes cilíndricos para las muestras	21
<b>Figura 2.</b> Preparación de los grupos muestra en condiciones óptimas de fraguado	24
<b>Figura 3.</b> Preparación de los grupos muestra en contacto con sangre durante su fraguado	26
<b>Figura 4.</b> Estandarización de las muestras	27
<b>Figura 5.</b> Almacenamiento de las muestras	28
<b>Figura 6.</b> Medición	29

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## Abreviaturas y siglas

<b>Et al:</b>	«Y otros»
<b>MTA:</b>	Agregado de trióxido mineral
<b>Mpa:</b>	Megapascales
<b>CEM:</b>	Mezcla enriquecida con calcio
<b>AAE:</b>	Asociación Americana de Endodoncia
<b>Etc.:</b>	Etcétera
<b>Mm:</b>	Milimetro
<b>uL:</b>	Microlitro
<b>N:</b>	Newtons
<b><math>\bar{X}</math>:</b>	Promedio
<b>DE:</b>	Desviación Estandar
<b><math>\pm</math>:</b>	Símbolo matemático que se emplea para indicar la precisión de una aproximación
<b>n:</b>	Número de muestras
<b>CaCl<sub>2</sub>:</b>	Cloruro de calcio
<b>Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub>:</b>	Fosfato de hidrógeno disódico
<b>NaOCl:</b>	Hipoclorito de sodio
<b>EDTA:</b>	Ácido etilendiaminotetraacético

## I. Introducción

Durante las últimas décadas ha existido un avance importante en la innovación de materiales biocerámicos para uso médico y odontológico. Estos materiales biocerámicos se caracterizan por sus propiedades físicas; Se establecen rápidamente y son fáciles de utilizar. Un material reparador ideal no debería verse afectado por la contaminación de soluciones fisiológicas tales como la sangre o la saliva (Koch *et al.*, 2013).

La industria ha producido gran variedad de materiales endodónticos biocerámicos bioactivos, incluido el agregado de trióxido mineral MTA-Angelus (Angelus, Londrina, PR, Brazil), Biodentine (BD, Septodont, Saint-Maur-de-Foss es, Francia), MTA Flow (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT) y NeoMTA (NMP, Avalon Biomed Inc, Houston, TX). Estos nuevos materiales a base de silicato de calcio han sido desarrollados entre otras cosas para solucionar problemas de procedimiento durante el tratamiento de conductos y eliminar el potencial de decoloración del MTA. Aunque estos materiales contienen silicato de calcio, presentan diferentes componentes en sus fórmulas que pueden interferir con las propiedades biológicas. Las perforaciones radiculares son una de las complicaciones más significativas para el tratamiento endodóntico, si no se detecta y trata de la manera adecuada, finalmente se podría concluir con la pérdida de la pieza dental (Clauder y Shin, 2009). Perforaciones en el área de furca, piso de la cámara pulpar o en las paredes de los conductos radiculares son algunas zonas en donde puede existir un contacto o incluso la mezcla de sangre con el material biocerámico. La inmediata acción del sellado de la perforación con cementos reparadores a base de silicato de calcio brindará un mejor pronóstico a la corrección de estos accidentes logrando la estimulación de la regeneración del cemento y tejidos periodontales al momento de sellar la perforación. Hasta el momento no existe información suficiente sobre si los cementos reparadores a base de silicato de calcio como el Biodentine, NeoMTA y MTA Flow sufren alteraciones en sus propiedades fisicoquímicas al haber estado en contacto con sangre durante su fraguado.

## II. Antecedentes

Desde que el agregado de trióxido de mineral (MTA) se introdujo en la endodoncia en el año de 1993 y este ha sido ampliamente utilizado en la reparación de perforaciones radiculares (Pitt Ford *et al.*, 1995). El mezclado y la correcta proporción de polvo/líquido del material es esencial para asegurar que el cemento alcance sus propiedades físicas óptimas tales como la consistencia, fuerza a la compresión y el grosor del film (Fleming *et al.*, 1999). Sin embargo, con el tiempo varios investigadores han alterado el régimen de mezclado del MTA y experimentado con otros líquidos tales como la solución salina, anestésicos locales, clorhexidina en líquido y en gel (Kogan *et al.*, 2006).

En un estudio Holt *et al.* (2007) realizaron en su investigación una prueba de resistencia a la compresión para medir el tiempo relativo de fraguado del MTA cuando se mezcla con clorhexidina al 2% o con agua esterilizada. Los resultados obtenidos en este estudio indicaron que el MTA al mezclarse con clorhexidina al 2% si logra un fraguado, pero es extremadamente quebradizo y tiene muy baja resistencia a la compresión cuando se compara con el agua esterilizada.

Kogan *et al.* (2006) encontraron en su estudio, que la resistencia a la compresión del MTA mezclado con agua después de 7 días fue de 28.4 MPa. Torabinejad *et al.* (1995) mostró que la resistencia a la compresión de MTA después de 24 horas fue de 40.0 MPa y aumentó a 67.3 MPa después de 21 días. Esta discrepancia puede atribuirse a las diferencias en los protocolos que se siguieron al probar las resistencias a la compresión y / o los cambios en la composición del polvo de MTA. Lo que hace pensar que el clínico no deberá confiarse en utilizarlo de diferente manera a como lo sugiere el fabricante para la obtención de un resultado óptimo, especialmente en situaciones clínicas que puedan estar sujetas a fuerzas compresivas adicionales como lo es en el caso de una barrera apical artificial, en recubrimientos pulpaes o en reparaciones de perforaciones.

Otro punto importante es la técnica de mezclado, ya sea mecánica o manual. Se ha reportado en un artículo de investigación por Basturk *et al.* (2012), que la técnica de colocación es más importante que el material mismo. En situaciones clínicas, es común el contacto directo o incluso la mezcla del material con sangre durante o después de su colocación (Alireza *et al.*, 2015).

Vanderweele *et al.*, en su estudio *in vitro* del año 2006, recomiendan que la hemorragia debe ser controlada en el sitio de la perforación y que se debe extraer la sangre de las paredes de la perforación antes de colocar el MTA.

El MTA tiene una excelente habilidad de estimular a los osteoblastos (Koh *et al.*, 1997) además, se fragua en un ambiente húmedo. Sin embargo, ha sido demostrado que la contaminación con sangre puede afectar las propiedades físicas del MTA. Vanderweele *et al.* (2006) reportó que la contaminación en los sitios de perforaciones reducía significativamente la resistencia al desplazamiento. La resistencia a la compresión es uno de los indicadores del fraguado y de la fuerza del material (Torabinejad *et al.*, 1995). Esta se considera una de las principales características físicas de los cementos hidráulicos ya que el cemento puede encontrar (indirectamente) cargas masticatorias y debe tener suficiente resistencia a la compresión para resistirlas (Kayahan *et al.*, 2013).

Nekoofar *et al.* (2010) mezcló MTA con sangre para investigar el efecto de la contaminación sanguínea en la fuerza de compresión de dos diferentes tipos de MTA. Jasiczak y Zielinski (2006) demostraron que la mezcla de células sanguíneas rojas con cemento portland redujo la fuerza a la compresión y aumentó el tiempo de fraguado del cemento. En un estudio Alireza *et al.* (2014) encontraron disminución de fuerza de compresión de CEM (Mezcla enriquecida con calcio) al mezclarse con sangre, debido al efecto de atrapamiento de aire de la sangre y la porosidad aumentada del cemento. Además, se demostró que las proteínas de la sangre pueden afectar las propiedades físicas de CEM e interferir con el endurecimiento del fraguado (Jasiczak y Zielinski, 2006).

### III. Fundamentación teórica

La historia de la endodoncia comienza en el siglo 17. Iniciando con la experimentación de nuevas técnicas, materiales y de instrumentos, con el propósito de quitar el dolor, mantener la pulpa y la preservación del diente. Desde entonces han existido numerosas investigaciones y desarrollos en el área de la endodoncia. Avances que aumentan sin pausa, especialmente después de que Pierre Fauchard, considerado el fundador de la odontología moderna, quien en su libro “Le chirurgien dentiste” describiera con precisión a la pulpa descartando la leyenda de “El gusano del diente” la cual era considerada la causa de la caries y el dolor dental. También fue Pierre Fauchard quien describió en el año de 1746 la remoción del tejido pulpar (Grossman, 1982).

El Dr. Rogers (1878) sugirió que los microorganismos patógenos podrían ser la causa mas común de las enfermedades de la pulpa. El concluyo que un tratamiento exitoso requiere de la destrucción total de estos organismos; Como consecuencia se abrió camino a la teoría séptica. Posteriormente, Charles S. Tomes en 1879, intentó incorporar los recientes descubrimientos en la patología bacteriana pulpar con la vieja teoría de que el factor etiológico de la secuela de la pulpa era la falta de vitalidad del diente. De acuerdo con Tomes, el rechazo de un diente sin pulpa no fue explicado por el proceso séptico que se origino en el foramen apical si no que fue el resultado de la contaminación de un tejido a otro. Después de esta teoría, se refirió otra alternativa un poco mas satisfactoria; Fue Arthur Underwood en el año de 1882 quien propuso que la supuración de la pulpa, con un absceso alveolar, dependía del efecto toxico de los patógenos.

Underwood creía en que, aunque la pulpa estuviera vital no hacia ninguna diferencia en que el contenido de la cámara pulpar y los conductos estuvieran estériles con la antisepsia. Fue este concepto el que dio a los clínicos inicio del uso de germicidas para eliminar bacterias (Bellizzi y Cruse, 1980).

Durante la tarde el día 8 de noviembre del año 1895, el científico Konrad Wilhem von Roentgen accidentalmente descubrió en su laboratorio una nueva forma de energía la cual tenía la habilidad de penetrar los materiales sólidos, semanas después de este descubrimiento el dentista alemán Otto Walkhoff tomó la primera radiografía dental. Este descubrimiento por el científico Konrad Wilhem von Roentgen se clasifica en la misma categoría en cuanto a importancia con el descubrimiento de la anestesia por Horace Wells y William Morton, y también en el descubrimiento de Pasteur y Lister de los microorganismos y su rol en la enfermedad (Buffle, 1990). Con el paso del tiempo, investigaciones han demostrado que la reducción de bacterias se logra por el desarrollo de cambios patológicos en la limpieza utilizando limas y escariadores, además de la importancia de utilizar agentes irrigantes y colocación de apósitos antibacterianos (Nekoofar *et al.*, 2007). El desbridamiento quimio-mecánico o limpieza del sistema de conductos, cumple con el objetivo más importante de la endodoncia que es el minimizar el número de microorganismos y el debris patológico en los conductos radiculares. Este proceso se describe como la eliminación de todo el contenido radicular.

Grossman describió la limpieza mecánica como la parte más importante del tratamiento de conductos, a lo que también Schilder coincidía, considerando la limpieza y conformación como la base para una terapia endodóntica exitosa (Baugh y Wallace, 2005). Sin dejar a un lado a la irrigación, pues con esta se ha comprobado una mejor remoción de microorganismos y debris, incluso aun mayor cuando los conductos se trabajan a mayor diámetro en apical utilizando una aguja de la medida apropiada al diámetro que se preparó el conducto radicular.

La técnica de irrigación es rápida, simple y efectiva, reduce significativamente las bacterias de los conductos y de los túbulos dentinarios. Existe evidencia científica de alto éxito cuando una limpieza adecuada se logra antes de la obturación de los conductos radiculares (Chow, 1983).

Otro de los pasos con gran valor de importancia durante el tratamiento de conductos exitoso es el sellado del foramen apical, desarrollando un sello hermético que, al obtenerse, cualquier reacción inflamatoria deberá empezar a cesar. Para lograr este sellado y promover la curación, un cemento sellador deberá poseer ciertas características. Existen numerosos estudios sobre las propiedades físicas necesarias de los selladores endodónticos, como la resistencia a la compresión, solubilidad en agua, cambio dimensional, tamaño de partícula, tiempo de fraguado, pH, radiopacidad, entre otros (Orstavik, 1983).

Estudios clínicos de seguimiento han demostrado que el tratamiento de conductos puede verse en ocasiones interrumpido o incluso fallar, en cualquier momento o etapa del proceso debido a complicaciones iatrogénicas. Estos errores pueden comprometer la limpieza y conformación de los conductos radiculares, dando como resultado peligro en el resultado final del tratamiento. Estas complicaciones iatrogénicas pueden ser desde la formación de escalones, transportaciones del conducto radicular o perforaciones radiculares (Eleftheriadis y Lambrianidis, 2005). La ocurrencia de perforaciones durante el tratamiento endodóntico se reporta de 2.3% - 12%. Algunos factores pueden contribuir a estas perforaciones en la parte coronal de diente, como lo son la angulación corona-raíz, calcificaciones de la cámara pulpar y orificios, variaciones anatómicas (Pontius *et al.*, 2013).

También puede ocurrir cerca del ápice del diente, causando “falsos” conductos. Esto es comúnmente encontrado en dientes donde hay curvas apicales o dilaceraciones y el “falso” conducto corre tangencialmente al conducto principal. Otra causa de las perforaciones es el uso incorrecto de los instrumentos durante la preparación para postes. Otro tipo de perforación puede ser cuando el desgaste excesivo de la raíz como resultado del ensanchamiento excesivo del tercio medio del conducto (Jew *et al.*, 1982). Esta complicación iatrogénica es una de las más difíciles de reparar debido a la visibilidad y acceso limitado del área (Pontius *et al.*, 2013).



Según la asociación americana de endodoncia se le define a las perforaciones como comunicaciones mecánicas o patológicas entre el sistema de conductos radiculares y la superficie externa del diente (AAE, 2016).

Se encuentra otra definición para las perforaciones endodónticas como la abertura artificial en un diente o en su raíz, creada por el corte o la resorción patológica, que da como resultado la comunicación entre el conducto pulpar y los tejidos periodontales. Como consecuencia, la retención del diente involucrado puede estar comprometida (Jew *et al.*, 1982).

La lesión al periodonto da como resultado inflamación, destrucción de las fibras periodontales, resorción ósea, formación de tejido granulomatoso, proliferación del epitelio y finalmente, el desarrollo de bolsas periodontales. Los estudios han demostrado que el pronóstico para las perforaciones radiculares en cervical y las perforaciones en el piso de la cámara pulpar es peor que en otras áreas del diente debido a la proximidad del surco gingival. Las perforaciones en furca pueden conducir a compromiso periodontal con la pérdida eventual de tejido de inserción gingival lo cual en muchos casos no es reparable (VanderWeele *et al.*, 2006).

Las perforaciones de la raíz son complicaciones significativas para el tratamiento endodóntico y, si no se detecta y se trata de la manera adecuada, finalmente se podría concluir con la pérdida de la pieza dental (Clauder y Shin, 2009). Algunos dentistas creían que los dientes perforados tenían que ser extraídos, o al menos si se perforaba un diente multiradicular, este tendría que ser amputado.

La habilidad de tratar adecuadamente este tipo de complicaciones ha sido el enfoque principal de muchas las investigaciones en la actualidad. Hasta el día de hoy el abordaje intraconducto es preferido, eliminando potencialmente la necesidad de un abordaje quirúrgico (Harris, 1976).

Durante las últimas décadas ha existido un avance importante en el desarrollo de materiales médicos, esto ha sido en la innovación de materiales cerámicos para la reparación y reconstrucción del esqueleto o diferentes partes del cuerpo, los primeros intentos apuntan a buscar la reparación de los defectos causados por lesiones y enfermedades. Los Biocerámicos son materiales cerámicos diseñados para uso médico y odontológico, incluyen alumina y zirconio, vidrio bioactivo, vidrio cerámico, revestimientos y composites, hidroxiapatita y fosfato de calcio reabsorbible (Best *et al.*, 2008).

Estos materiales son químicamente estables, no corrosivos e interactúan bien con el tejido orgánico; se clasifican como:

**-Bioinerte:** no interactivo con sistemas biológicos.

**-Bioactivo:** duradero en tejidos que pueden someterse a interacciones con el tejido circundante.

**-Biodegradable, soluble o reabsorbible:** eventualmente reemplazado están incorporados en los tejidos (Debelian y Trope, 2016).

Como resultado de la introducción de la tecnología de los biocerámicos en la endodoncia, ahora tenemos la habilidad de conservar más dientes mejorando su pronóstico a largo plazo. Estos materiales biocerámicos se caracterizan primeramente por sus propiedades físicas. Desde la perspectiva del endodoncista algunas de las ventajas de los cementos selladores biocerámicos reparadores son su pH alto (12.8) durante las primeras 24 horas del proceso de fraguado el cual es altamente antibacteriano; Son hidrofílicos, han mejorado en su biocompatibilidad pues no induce reacción inflamatoria de los tejidos; No se encojen, tiene excelente capacidad de sellado; Se establecen rápidamente y son fáciles de utilizar. Un material reparador ideal no debería verse afectado por la contaminación de soluciones fisiológicas tales como la sangre o la saliva (Koch *et al.*, 2013).

La industria ha producido gran variedad de materiales endodónticos bioactivos, incluido el agregado de trióxido mineral MTA-Angelus (Angelus, Londrina, PR, Brazil), MTA Flow (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT),

NeoMTA (NuSmile Ltd, Houston, USA) y Biodentine (BD, Septodont, Saint-Maur-de-Foss es, Francia). Estos nuevos materiales a base de silicato de calcio han sido desarrollados entre otras cosas para solucionar problemas de procedimiento durante el tratamiento de conductos y eliminar el potencial de decoloración del MTA, la cual era una de sus mayores desventajas.

Aunque estos materiales contienen silicato de calcio, presentan diferentes componentes en sus fórmulas que pueden interferir con las propiedades biológicas. El agregado de trióxido mineral (MTA) es un cemento hidráulico y consiste en partículas pequeñas hidrofílicas que en contacto con el agua se transforma en una composición dura mediante la creación de un gel coloidal (Nekoofar *et al.*, 2010).

Investigaciones sugieren que el MTA tiene los mejores resultados histológicos comparándolo con otros materiales de reparación de perforaciones utilizados actualmente (Jayakumar, Shashikala, y Rao 2018). El agregado de trióxido mineral Angelus MTA (Londrina, PR, Brasil) es una de las marcas comerciales que podemos encontrar fácilmente en el mercado y este se desarrolló en Brasil. Se encuentra compuesto de 80% de cemento Portland y 20% de óxido de bismuto sin evidencia de sulfato de calcio dihidratado (yeso). El polvo de este MTA se compone principalmente de silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, óxido de calcio, carbonato de calcio (material de relleno) y tungstato de calcio (radiopacificador), mientras que el líquido suministrado para mezclar con el polvo de cemento consiste en agua y un agente plastificante. Según el fabricante, este nuevo material tiene una gran plasticidad y mejoría física (Silva *et al.* 2016).

Este material cumple con muchas de las propiedades ideales, sin embargo, la composición del material hace difícil su uso. El MTA es de difícil manejo por su consistencia grumosa. Una vez que la mezcla empieza a secar, esta pierde su cohesividad y se vuelve difícil de manipular. Ber *et al.* (2007) aseguran que el MTA tiene como desventaja la tendencia a lavarse en la presencia de exceso de humedad lo que contradice a otros autores.

Jayakumar et al., (2018) reportaron que la resistencia a la compresión del MTA Angelus fue de 46.4 MPa y 65.1 MPa después de 24 horas y 4 días de almacenamiento, respectivamente a 37°C.

Existe también el material reparador NeoMTA (NMP, Avalon Biomed Inc, Houston, TX) el cual es un nuevo material de silicato tricálcico de polvo fino con un costo mas bajo. El Neo MTA utiliza oxido de tantalio como un radiopacificador en lugar de oxido de bismuto. Este material ha sido comercializado específicamente para el uso en pulpotomías porque no pigmenta la estructura dental (Camilleri, 2015).

Este material se mezcla con un gel de base acuosa de fácil manejo. Una porción delgada puede utilizarse como cemento sellador o una mezcla espesa se puede utilizar en una reparación de perforación radicular, en obturación retrograda, entre otros tratamientos. El NeoMTA presenta prolongación del tiempo de fraguado; Tiene mayor liberación de calcio e hidroxilo que el MTA, además aumenta la estabilidad del relleno de la raíz y promueve la regeneración del tejido endodóntico y periodontal, mejora la bioactividad y biocompatibilidad.

Sin embargo, aun no existen datos suficientes sobre la citotoxicidad y reacción tisular, ni resistencia a la compresión en condiciones normales y al estar en contacto con sangre (Pinheiro *et al.*, 2018). La adición de carbonato cálcico y sulfato cálcico han mejorado el tiempo de fraguado y la fuerza a la compresión del material reparador, al agregarle el sulfato de calcio se le dio la ventaja de ser bioactivo y degradable (Zhao *et al.*, 2008).

Múltiples estudios de laboratorio *in vivo* son los que han demostrado la excepcional capacidad de sellado y las propiedades biológicas del MTA y de los materiales similares a MTA, lo que ha dado como resultado un mayor uso clínico (Kayahan *et al.*, 2013).

El Agregado de trióxido mineral ha demostrado poseer un numero de características positivas, actualmente ha mostrado ser una de las promesas para la reparación de perforaciones sub óseas (Torabinejad *et al.*, 1993).

El agregado de trióxido de calcio tiene como algunas de sus propiedades el ser biocompatible y antibacterial (Torabinejad *et al.*, 1993), además de que puede establecerse en un medio acuoso; esto provee un buen sellado contra bacterias y fluidos (Torabinejad y Parirokh, 2010). La capacidad de fraguar en presencia de fluidos; la liberación de hidroxilos y iones de calcio los cuales proveen un pH alcalino que es desfavorable para el crecimiento bacteriano y la formación de una barrera mineralizada en los tejidos adyacentes parecen ser apropiadas para el uso clínico de este material (Marciano *et al.*, 2016).

Es por eso que, se han introducido al mercado nuevos materiales a base de silicato de calcio. Como el MTA Flow (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT) el cual es un cemento similar al MTA, compuesto de polvo gris de silicato di y tricálcico con un tamaño de partícula menor a 10µm que fragua con un gel a base de agua y que esta propuesto para su uso en obturación retrograda, como sellador en pulpotomías y en recubrimientos pulpares, en reparación de perforaciones, apexificación, resorción radicular y en muchos otros procedimientos endodónticos. (Ultradent Product Inc South Jordan).

De acuerdo con el fabricante, el nuevo vehículo basado en gel hará al cemento mas resistente al fracaso y dará al profesional una variación en la consistencia que podrá ser adaptada a cualquier procedimiento. El uso de este gel “antilavado” también tienen el propósito de incrementar la viscosidad y resistencia de las partículas a las soluciones de agua externas. Este gel aumenta algunas propiedades físicas tales como la resistencia a la compresión, reducción en tiempo de fraguado y porosidad, sin embargo, también interfiere con la hidratación. En la literatura actual, aun no existen suficientes estudios sobre este nuevo cemento (Guimarães *et al.*, 2017).

Guimarães *et al.* (2017) realizaron un estudio donde analizan las propiedades fisicoquímicas de este nuevo material reparador MTA Flow, incluyendo el pH, cambios volumétricos, radiopacidad y la habilidad de formación de apatita en fluido corporal simulado en comparación con el MTA Angelus.

Este estudio reveló que el novedoso cemento MTA Flow mostró una capacidad alcanizante, baja solubilidad, buena radiopacidad y la habilidad de formar depósitos de fosfatos de calcio después de haber sido sumergidos en los fluidos simulados, con valores similares a los del MTA Angelus. Para el clínico, esto representa una alternativa mas en los cementos (Guimarães *et al.*, 2017).

El silicato tricálcico es la principal materia prima utilizada para elaborar pasta en cemento Portland y también como el componente cementoso principal en el Biodentine. Se ha reportado la deposición de hidroxiapatita presente en ambos materiales incluyendo al MTA. El Biodentine ha llamado la atención en los últimos años y se ha recomendado su uso en diversas aplicaciones clínicas, como perforaciones radiculares, apexificación, resorciones, empastes retrógrados, procedimientos de recubrimiento de la pulpa y reemplazo de dentina (Malkondu *et al.*, 2014).

Este cemento reparador se ha desarrollado y producido con el propósito de reunir los mas altos silicatos de calcio en biocompatibilidad y bioactividad con propiedades aumentadas como el tiempo de fraguado y su alta resistencia. Septodont afirma que el Biodentine es capaz de mantener un balance entre estas dos propiedades mediante su agente reductor de agua ofreciendo así, un producto denso, homogéneo con una resistencia maximizada. El Biodentine es un sistema de polvo y líquido donde el polvo está compuesto de silicato de tricalcio (componente principal), carbonato de calcio (material de relleno), óxido de circonio (radiopacificador), silicato dicálcico (trazas), óxido de calcio, óxido de hierro y el líquido es una solución acuosa de un polímero hidrosoluble (agente reductor de agua) con cloruro de calcio (disminuye el tiempo de fraguado) (Rajasekharan *et al.*, 2014).

Tiene un tiempo de fraguado corto de hasta 12 minutos y se dice que tiene propiedades biológicas y físicas mejores que MTA. Tiene un pH de 11.7 y un tamaño de partícula de 5  $\mu\text{m}$  después del tiempo de fraguado (Savitri *et al.*, 2017).

En un artículo de investigación en el año 2013 por Grech se llegó a la conclusión que el Biodentine fue el material más fuerte en pruebas de resistencia a la compresión y también obtuvo resultados más altos en cuanto a propiedades de superficie en comparación con otros materiales. El aumento de la fuerza es atribuido al bajo ratio agua/cemento utilizado en el Biodentine el cual es permisible como un polímero soluble al agua que se agrega al líquido (Grech *et al.*, 2013).

### **Maquina universal de pruebas**

La resistencia compresiva se define como la carga máxima a la que un material se fractura, la muestra del material es sometida a fuerza compresiva en una máquina de ensayo universal (Kenneth y Phillips, 2004).

Para esto es necesario una máquina universal de pruebas, la cual es muy parecido a una prensa, pero a diferencia de esta, posee la facultad para realizar diversos tipos de ensayos mecánicos, tales como ensayo de compresión, tensión, torsión, etc. (es por ello que se denomina universal), mientras que una prensa sirve principalmente para el ensamble de piezas. La máquina universal es utilizada en la caracterización de nuevos materiales y es considerada como el estándar industrial. La máquina universal está compuesta por una cruceta que se desplaza verticalmente hacia arriba o hacia abajo, aplicando una fuerza controlada de tracción o compresión sobre la probeta a evaluar y la cual es leída mediante una celda de carga (Gonzales, 2017). Esta máquina universal de pruebas esta configurada para arrojar resultados en fuerza de carga en newtons (N) y los valores obtenidos de resistencia máxima son transformados a megapascales (MPa), tabulados y analizados estadísticamente para evaluar si los valores obtenidos para cada material en estudio tenían o no diferencias significativas entre ellos.

#### **IV. Planteamiento del problema**

Las perforaciones en la furca del piso de la cámara pulpar o en las paredes de los conductos radiculares son algunas de las complicaciones durante el tratamiento endodóntico. La inmediata acción del sellado de la perforación con cementos reparadores a base de silicato de calcio brindará un mejor pronóstico a la corrección de estos accidentes logrando la estimulación de la regeneración del cemento y tejidos periodontales al momento de sellar la perforación. Hasta el momento no existe información suficiente sobre si los cementos reparadores a base de silicato de calcio como el Biodentine, NeoMTA y MTA Flow sufren alteraciones en sus propiedades fisicoquímicas al haber estado en contacto con sangre durante su fraguado.

##### **IV.1 Pregunta de investigación**

¿Cual de los tres cementos reparadores a base de silicato de calcio el Biodentine, el NeoMTA ó el MTA Flow tiene mayor resistencia a la compresión a pesar de haber estado expuestos sangre durante su fraguado?



## **V. Hipótesis**

### **V. 1 Hipótesis de trabajo**

El cemento reparador a base de silicato de calcio Biodentine presenta mayor resistencia a la compresión al haber estado en contacto con sangre durante su fraguado comparado con el NeoMTA ó que el MTA Flow.

### **V. 2 Hipótesis nula**

El cemento reparador a base de silicato de calcio Biodentine presenta menor resistencia a la compresión al haber estado en contacto con sangre durante su fraguado comparado con el NeoMTA ó que el MTA Flow.

## **VI. Objetivos**

### **VI.1 Objetivo general**

Determinar cual cemento reparador a base de silicato de calcio presenta mayor resistencia a la compresión a pesar de haber estado en contacto con sangre durante su fraguado.

### **VI.2 Objetivos específicos**

-Evaluar la resistencia a la compresión de los cementos reparadores a base de silicato de calcio Biodentine, NeoMTA y MTA Flow mezclados conforme las instrucciones del fabricante.

-Evaluar la resistencia a la compresión de los cementos reparadores a base de silicato de calcio Biodentine, NeoMTA y MTA Flow mezclados conforme las instrucciones del fabricante y al estar expuestos con sangre durante su fraguado.

-Comparar los resultados de resistencia a la compresión de todos los cementos reparadores a base de silicato de calcio al estar expuestos a sangre durante su fraguado o no.

## **VII. Material y métodos**

### **VII.1 Diseño de investigación**

Experimental / *In Vitro*

### **VII.2 Población**

Se realizaron 60 muestras de cemento reparador a base de silicato de calcio fraguado en cilindros de 5 mm de altura x 4 mm de diámetro realizadas en laboratorio de investigación odontológica multidisciplinaria de la facultad de medicina de la UAQ.

### VII.3 Muestra

#### Tamaño de la muestra

60 cilindros de 5mm de altura x 4 mm de diámetro divididos en 2 grupos de 27 cada uno y subdivididos en grupos de 9 muestras para cada cemento reparador a base de silicato de calcio.

**-Grupo 1, Control: MTA-Angelus** (Angelus, Londrina, PR, Brazil) mezclado con líquido Angelus siguiendo las instrucciones del fabricante en condiciones óptimas de fraguado.

**-Grupo 2: MTA Flow** (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT) mezclado según las instrucciones del fabricante en condiciones óptimas de fraguado.

**-Grupo 3: NeoMTA Plus** (NMP, Avalon Biomed Inc, Houston, TX) mezclado según las instrucciones del fabricante en condiciones óptimas de fraguado.

**-Grupo 4: Biodentine** (BD, Septodont, Saint-Maur-de-Foss es, Francia) mezclado según las instrucciones del fabricante en condiciones óptimas de fraguado.

**-Grupo 5: MTA Flow** (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT) mezclado según las instrucciones del fabricante con exposición a sangre durante su fraguado.

**-Grupo 6: NeoMTA Plus** (NMP, Avalon Biomed Inc, Houston, TX) mezclado según las instrucciones del fabricante con exposición a sangre durante su fraguado.

**-Grupo 7: Biodentine** (BD, Septodont, Saint-Maur-de-Foss es, Francia) mezclado según las instrucciones del fabricante con exposición a sangre durante su fraguado.

## VII.4 Criterios de selección

### **Criterios de inclusión**

Muestras que cumplieron con las medidas exactas.

### **Criterios de exclusión**

Muestras que presentaron burbujas, grietas o cualquier tipo de defecto en su superficie.

### **Criterios de eliminación**

Se eliminaron todas aquellas muestras que durante la realización de las pruebas de resistencia a la compresión sufrieron algún inconveniente que imposibilitó evaluar la variable de interés.

## VII.5 Recursos materiales

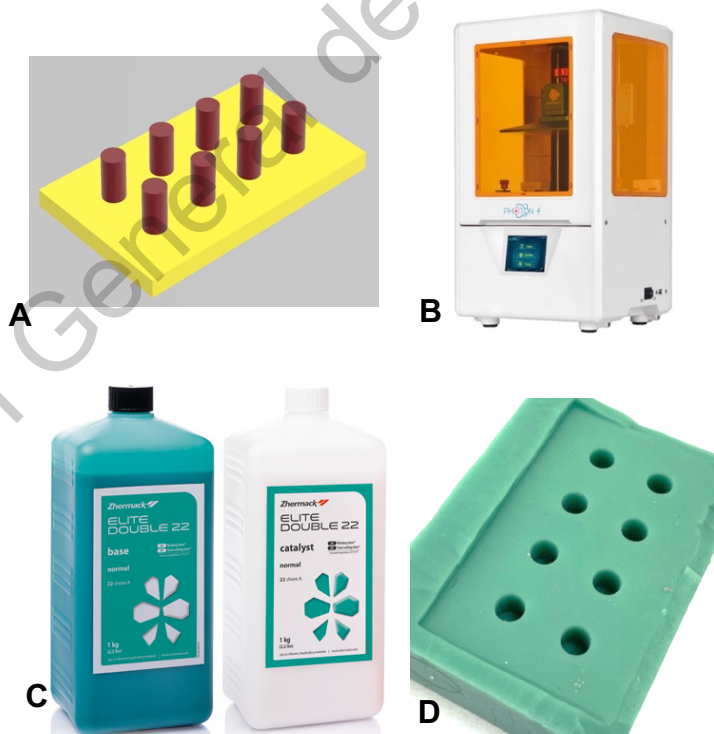
1. Bata desechable (Sunset)
2. Guantes de nitrilo (AMBIDERM)
3. Cubrebocas (AMBIDERM)
4. Lentes de Protección
5. MTA Angelus (Angelus, Londrina, PR, Brazil)
6. MTA Flow (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT)
7. NeoMTA (NuSmile Ltd, Houston, USA)
8. Biodentine (BD, Septodont, Saint-Maur-de-Foss es, Francia)
9. Loetas de papel desechables
10. Impresora 3D
11. Silicón para duplicación "Elite Double 22"
12. Espátula de metal de extremo pequeño
13. Waterpik Flosser
14. Micropipeta automática volumétrica (Science Med, Finland technology)
15. Puntas desechables para micropipeta
16. Maquina universal de pruebas
17. Incubadora microbiológica
18. Campos estériles
19. Lima rígida
20. Vernier Digital
21. Plumón indeleble
22. Bolígrafo
23. Libreta
24. Laptop

## VII.6 Procedimientos

### FASE I

#### Fabricación de moldes cilíndricos para las muestras

1. Se utilizó una maquina Impresora 3D “Anycubic Photon-S” y el software de diseño “Solidworks 2018” para fabricar con resina “Anycubic” un modelo con ocho cilindros con los diámetros de 5 mm de altura x 4 mm de diámetro.
2. Se realizó la mezcla 1:1 del silicón para duplicación “Elite Double 22” y se vertió la mezcla en un recipiente con la impresión rígida de los cilindros de resina previamente fijada con cera rosa en los bordes de esta.
3. Se esperó por veinte minutos al endurecimiento del silicón de duplicación en el molde con la impresión 3D hasta completar el tiempo de polimerización.
4. Se removió el material una vez fraguado y se retiró la impresión 3D dejando los pocillos necesarios para el estudio.



**Figura 1.** Fabricación de moldes cilíndricos para las muestras  
A) Diseño 3D de molde, B) Impresora 3D “Anycubic Photon-S”, C) Silicón para duplicación “Elite Double 22”, D) Molde fraguado de silicón para las muestras

## **Recolección de Muestra Sanguínea**

1. Se utilizó la muestra sanguínea del autor de esta investigación de manera voluntaria.
2. Se firmó un consentimiento informado por escrito, siguiendo los principios éticos propuestos en la declaración de Helsinki.
3. Se obtuvieron 5ml de sangre utilizando el sistema de vacutainer en el Laboratorio de Análisis clínicos de la Facultad de Medicina de la UAQ.
4. Se retiró el torniquete cuidadosamente.
5. Se limpió la zona de punción con técnica aséptica por medio del uso de torundas con alcohol etílico al 70%
6. Se dejó una torunda seca en el sitio de punción por 3 minutos
7. Se cerró el tubo de muestra y se invirtió unas cuantas veces para lograr una adecuada mezcla con el anticoagulante.

## **Preparación de los grupos muestra en condiciones óptimas de fraguado**

### **-Grupo 1: Control: MTA-Angelus (Angelus, Londrina, PR, Brazil)**

1. Se realizó la esterilización de la espátula a utilizar.
2. Se colocó una medida del polvo de MTA y una gota del agua destilada Angelus sobre una loseta de papel y se espatuló durante 30 segundos.
3. Se llevó la mezcla de MTA al molde de silicón por medio de una espátula de metal de extremo pequeño tratando de condensar la mezcla hasta el fondo del pocillo.
4. Posteriormente se activo vibración para evitar dejar espacios vacíos ni la formación de burbujas con ayuda de la punta de nylon flexible del Waterpik Flosser.
5. Se repitieron los pasos #2,3 y 4 hasta llenar por completo los pocillos cilíndricos.



**-Grupo 2: MTA Flow (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT)**

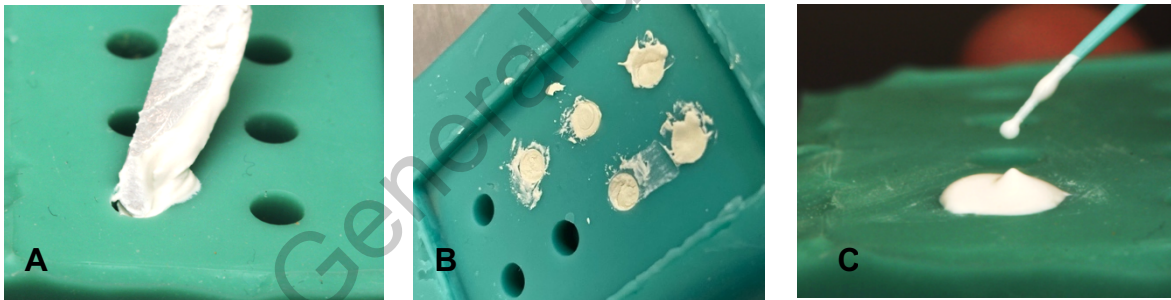
1. Se realizó la esterilización de la espátula a utilizar.
2. Se colocó una medida del polvo de MTA y una gota de gel sobre una loseta de papel y se mezcló manualmente durante 30 segundos hasta obtener una masa homogénea fácil de manipular.
3. Se llevó la mezcla del MTA al molde de silicón por medio de una espátula de metal de extremo pequeño tratando de condensar la mezcla hasta el fondo del pocillo.
4. Posteriormente se activo vibración para evitar dejar espacios vacíos ni la formación de burbujas con la ayuda de la punta de nylon flexible del Waterpik Flosser
5. Se repitieron los pasos #2,3 y 4 hasta llenar por completo los pocillos cilíndricos.

**-Grupo 3: NeoMTA Plus (NMP, Avalon Biomed Inc, Houston, TX)**

1. Se realizó la esterilización de la espátula a utilizar.
2. Se colocó una medida del polvo de MTA y una gota de MTA Plus Gel sobre una loseta de papel y se mezcló manualmente durante 30 segundos hasta obtener una masa homogénea fácil de manipular.
3. Se llevó la mezcla de Biodentine al molde de silicón por medio de una espátula de metal de extremo pequeño tratando de condensar la mezcla hasta el fondo del pocillo.
4. Posteriormente se activo vibración para evitar dejar espacios vacíos ni la formación de burbujas con la ayuda de la punta de nylon flexible del Waterpik Flosser.
5. Se repitieron los pasos #2, 3 y 4 hasta llenar por completo los pocillos cilíndricos.

**-Grupo 4 Biodentine (BD, Septodont, Saint-Maur-de-Foss es, Francia**

1. Se realizó la esterilización de la espátula a utilizar.
2. Se colocó una medida del polvo de Biodentine y una gota del líquido sobre una loseta de papel y se mezcló manualmente durante 30 segundos hasta obtener una masa homogénea fácil de manipular.
3. Se llevó la mezcla de Biodentine al molde de silicón por medio de una espátula de metal de extremo pequeño tratando de condensar la mezcla hasta el fondo del pocillo.
4. Posteriormente se activo vibración para evitar dejar espacios vacíos ni la formación de burbujas con la ayuda de la punta de nylon flexible del Waterpik Flosser.
5. Se repitieron los pasos #5,6 y 7 hasta llenar por completo los pocillos cilíndricos.



**Figura 2.** Preparación de los grupos muestra en condiciones óptimas de fraguado  
A) Relleno de pocillos con MTA, B) Pocillos rellenos de MTA, C) Vibración de MTA con Waterpik Flosser

**Preparación de los grupos muestra en contacto con sangre durante su fraguado.**

**-Grupo 5:** MTA Flow (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT):

1. Se realizó la esterilización de la espátula a utilizar.
2. Se colocó sobre una loseta de papel una medida del polvo de MTA, a un lado una gota de gel y 30 microlitros de sangre recién extraída con la ayuda de una micropipeta automática volumétrica (Science Med, Finland technology 50-200 ul) y de una punta desechable para micropipeta.
3. Se mezcló manualmente durante 30 segundos hasta obtener una masa homogénea fácil de manipular.
4. Se llevó la mezcla de Mta con sangre al molde de silicón por medio de una espátula de metal de extremo pequeño tratando de condensar la mezcla hasta el fondo del pocillo.
5. Posteriormente se activo vibración para evitar dejar espacios vacíos ni la formación de burbujas con la ayuda de la punta de nylon flexible del Waterpik Flosser.
6. Se repitieron los pasos #2, 3, 4 y 5 hasta llenar por completo los pocillos cilíndricos.

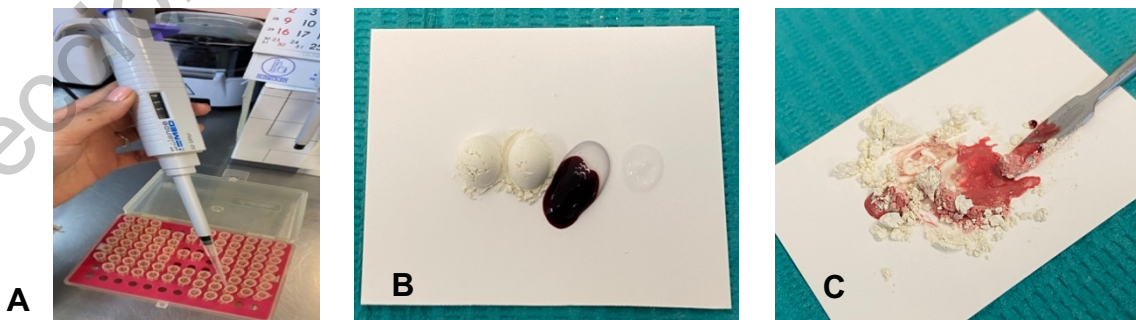
**-Grupo 6:** NeoMTA Plus (NMP, Avalon Biomed Inc, Houston, TX):

1. Se realizó la esterilización de la espátula a utilizar.
2. Se colocó sobre una loseta de papel una medida del polvo de MTA, a un lado una gota de MTA Plus Gel y 30 microlitros de sangre recién extraída con la ayuda de una micropipeta automática volumétrica (Science Med, Finland technology 50-200 ul) y de una punta desechable para micropipeta.
3. Se mezcló manualmente durante 30 segundos hasta obtener una masa homogénea fácil de manipular.
4. Se llevó la mezcla de Mta con sangre al molde de silicón por medio de una espátula de metal de extremo pequeño tratando de condensar la mezcla hasta el fondo del pocillo.

5. Posteriormente se activo vibración para evitar dejar espacios vacíos ni la formación de burbujas con la ayuda de la punta de nylon flexible del Waterpik Flosser.
6. Se repitieron los pasos #2, 3, 4 y 5 hasta llenar por completo los pocillos cilíndricos.

**-Grupo 7: Biodentine (BD, Septodont, Saint-Maur-de-Foss es, Francia):**

1. Se realizó la esterilización de la espátula a utilizar.
2. Se colocó en una loseta de papel una medida del polvo de Biodentine, a un lado una gota del liquido y 30 microlitros de sangre recién extraída con la ayuda de una micropipeta automática volumétrica (Science Med, Finland technology 50-200 ul) y de una punta desechable para micropipeta.
3. Se mezcló manualmente durante 30 segundos hasta obtener una masa homogénea fácil de manipular.
4. Se llevó la mezcla de Biodentine al molde de silicón por medio de una espátula de metal de extremo pequeño tratando de condensar la mezcla hasta el fondo del pocillo.
5. Posteriormente se activo vibración para evitar dejar espacios vacíos ni la formación de burbujas con la ayuda de la punta de nylon flexible del Waterpik Flosser.
6. Se repitieron los pasos #2,3,4 y 5 hasta llenar por completo los pocillos cilíndricos.



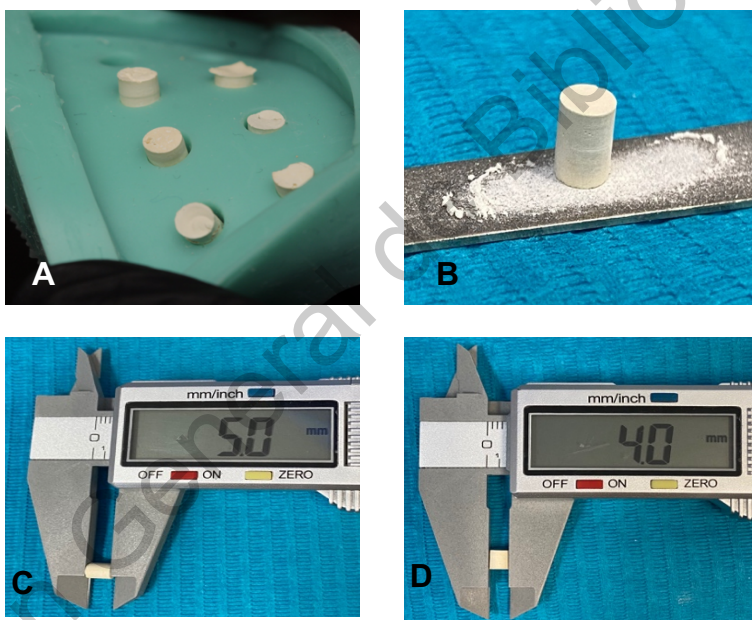
**Figura 3.** Preparación de los grupos muestra en contacto con sangre durante su fraguado

A) Micropipeta, B) Colocación de medidas de polvo, líquido y sangre, C) Mezcla manual con espátula

## FASE II

### Estandarización de las muestras

1. Una vez fraguadas las muestras elaboradas se removieron cuidadosamente del molde de silicón con ligera expansión y presión táctil del molde.
2. Se inspeccionó cuidadosamente cada una de las muestras para descartar aquellas con burbujas, grietas o cualquier tipo de defecto que pudiera afectar el resultado del estudio en la maquina universal de pruebas.
3. Con ayuda de un vernier digital se verificaron las dimensiones de la muestra y posteriormente con una lima rígida se talló la superficie de cada muestra para lograr cumplir con las dimensiones establecidas de 5 mm de altura y 4 mm de diámetro.

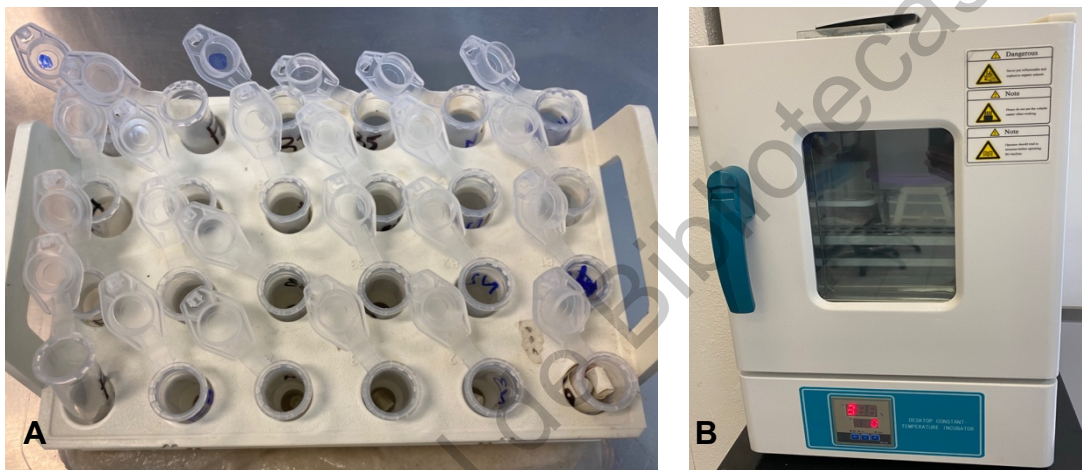


**Figura 4.** Estandarización de las muestras

A) Remoción de muestras fraguadas de MTA del molde de silicón ,  
B) Modificación de muestra con lima rígida, C) Verificación de altura con vernier digital, D) Verificación de diámetro con vernier digital

## Almacenamiento de las muestras

1. Todas las muestras fueron etiquetadas dependiendo de que cemento fue utilizado y si estuvieron o no expuestas a sangre.
2. Cada muestra fue colocada de manera individual en un tubo eppendorf el cual permaneció abierto sobre una gradilla porta tubos de muestras dentro de un recipiente hermético, en el cual se colocaron torundas de algodón embebidas en agua destilada para lograr obtener un ambiente húmedo.
3. El recipiente se colocó en una incubadora a 36° C durante 15 días.



**Figura 5.** Almacenamiento de las muestras

A) Muestras en gradilla porta tubos, B) Muestras dentro de Incubadora microbiológica

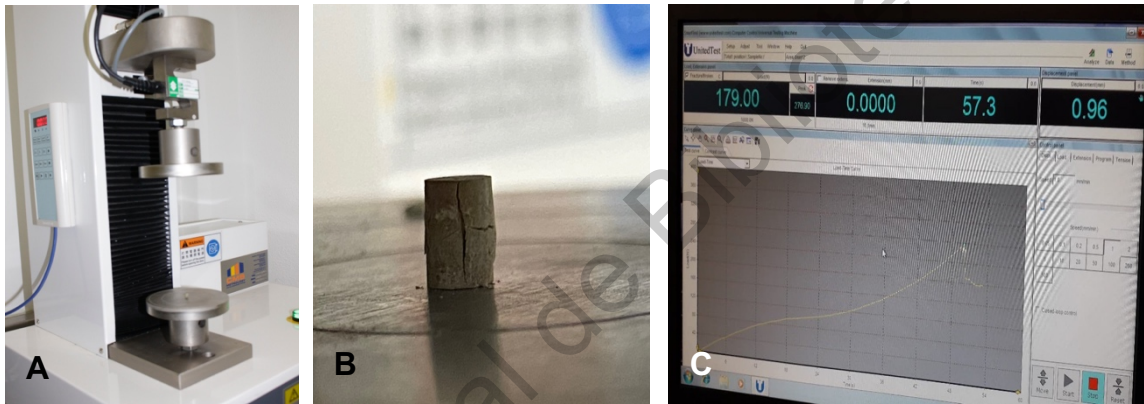
## Medición

1. Una vez transcurridos los 15 días en la incubadora microbiológica, cada muestra se colocó verticalmente en la placa de acero de la base de la maquina universal de pruebas (CMS metrology universal test machine 21559044, STC-500kg), la cual ejerció una velocidad de cruceo de 1 mm/min de acuerdo a lo recomendado por la ISO (49).
2. Cuando ambos planos estuvieron en contacto con la muestra, se registró la carga de compresión hasta que esta alcanzó un punto de fractura. De esta manera se calculó la resistencia a la compresión de las muestras de los diferentes MTA y el Biodentine.

3. La maquina universal de pruebas registra por medio de un software los datos obtenidos en forma de grafica; Gracias a este software se determinó el punto exacto en el que el material se fracturó y los datos fueron registrados en N.
4. Posteriormente se realizó la conversión de los datos en N a Mpa por medio de la fórmula:

$$CS = \frac{4P}{\pi d^2}$$

donde CS es resistencia a la compresión, P (N) es falla de carga y d (mm) es el diámetro de las muestras cilíndricas.



**Figura 6.** Medición

A) Maquina Universal de pruebas, B) Muestra fracturada después de prueba de resistencia a la compresión, C) Punto de fractura registrado en software

### **VII.6.1 Análisis estadístico**

Los datos generados a partir del software de la maquina universal de pruebas de cada grupo se expresaron en valores cuantitativos. La información se procesó en el programa de Microsoft Excel 2019, donde 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  $P < 0.05$ .

### **VII.6.2 Consideraciones éticas**

Para realizar esta investigación fue necesaria la participación del autor de este estudio, siguiendo los principios éticos propuestos en la declaración de Helsinki.



## VIII. Resultados

En la tabla número 1 se muestra la media y desviación estándar de la resistencia a la compresión de las muestras de los cementos reparadores a base de silicato de calcio utilizados en este estudio, los cuales fueron mezclados en condiciones optimas según el fabricante después de haber sido sometidos a incubación durante 15 días.

En esta tabla se puede observar que, de los cementos utilizados, el Biodentine presentó una mayor resistencia a la compresión ( $40.26 \pm 8.01$ ) y que el que obtuvo menor valor de resistencia a la compresión fue el MTA Angelus ( $9.93 \pm 8.06$ ).

En esta tabla se muestra que existe una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la compresión de las diferentes marcas utilizadas ( $< 0.0001$ ).

**Tabla 1.** Comparación de los valores de resistencia a la compresión (Mpa) de cementos reparadores utilizados mezclados en condiciones optimas según el fabricante después de 15 días de incubación.

Grupo	Angelus (n=6)	MTA FLOW (n=9)	NEO MTA (n=9)	BIODENTINE (n=9)	Valor P*
	$\bar{X} \pm DE$ (Rango)				
Resistencia a la compresión	$9.93 \pm 8.06$ (1.88-22.75)	$29.7 \pm 8.58$ (14.27-43.91)	$23.69 \pm 9.52$ (15.83-46.39)	$40.26 \pm 8.01$ (28.81-53.94)	$< 0.0001$

Angelus: Grupo control de MTA Angelus, MTA FLOW: Grupo 2, NEO MTA: Grupo 3, BIODENTINE: Grupo 4

X: Media, DE: Desviación Estándar, \*: Análisis de varianza ANOVA

Para la comparación de la resistencia a la compresión entre las diferentes marcas utilizadas de cemento reparador a base de silicato de calcio expuestos a sangre durante su fraguado después de 15 días después de incubación.

Se muestran los resultados obtenidos en la tabla número 2, donde se encuentra que el Biodentine presentó una mayor resistencia a la compresión aun expuesto a sangre ( $40.26 \pm 8.01$ ) y que el que obtuvo los valores más bajos fue el MTA Flow ( $5.88 \pm 1.31$ ).

Aquí se concluye nuevamente en que existe una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la compresión de las diferentes marcas utilizadas al exponerse a sangre ( $< 0.0001$ ).

**Tabla 2.** Comparación de los valores de resistencia a la compresión (Mpa) de cementos reparadores mezclados expuestos a sangre durante su fraguado después de 15 días de incubación.

Grupo	MTA FLOW (n=9)	NEO MTA (n=9)	BIODENTINE (n=9)	Valor P*
		$\bar{X} \pm DE$ (Rango)		
Resistencia a la compresión	$5.88 \pm 1.31$ (3.13-7.20)	$7.24 \pm 1.85$ (5.11-11.06)	$16.41 \pm 5.31$ (7.13-24.41)	$< 0.0001$

MTA FLOW: Grupo 2, NEO MTA: Grupo 3, BIODENTINE: Grupo 4  
 X: Media, DE: Desviación Estándar, \*: Análisis de varianza ANOVA

De acuerdo al análisis estadístico de los datos de la tabla numero 3, con respecto a la comparación con y sin sangre del cemento reparador a base de silicato de calcio MTA FLOW” después de 15 días de incubación, se observa una disminución en la resistencia a la compresión de este al verse expuesto a sangre ( $5.88 \pm 1.31$ ).

Por lo que se puede concluir que existe una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la compresión de este cemento al exponerse a sangre ( $< 0.0001$ ).

**Tabla 3.** Comparación de los valores de resistencia a la compresión (Mpa) del cemento reparadores “MTA FLOW” con y sin sangre después de 15 días de incubación.

Grupo	FLOW S/S (n=9 vs 9)	FLOW C/S (n=9 vs 9)	Valor P*
	$\bar{X} \pm DE$ (Rango)		
Resistencia a la compresión	$29.7 \pm 8.58$ (14.27-43.91)	$5.88 \pm 1.31$ (3.13-7.20)	$< 0.0001$

FLOW S/S: Grupo “MTA Flow” sin sangre, FLOW C/S: Grupo “MTA Flow” con sangre,  
X: Media, DE: Desviación Estándar, \*: Análisis de varianza T de student.

En la tabla numero 4, se puede observar un valor mas elevado en la resistencia a la compresión del cemento reparador a base de silicato de calcio NEO MTA al mezclarse en condiciones optimas según el fabricante ( $23.69 \pm 9.52$ ) en comparación a este mismo cemento, pero con exposición a sangre ( $7.24 \pm 1.85$ ) por lo que se concluye que existe una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la compresión de este cemento al exponerse a sangre ( $< 0.0001$ ).

**Tabla 4.** Comparación de los valores de resistencia a la compresión (Mpa) del cemento reparadores “NEO MTA” con y sin sangre después de 15 días de incubación.

Grupo	NEO S/S (n=9 vs 9)	NEO C/S (n=9 vs 9)	Valor P*
	$\bar{X} \pm DE$ (Rango)		
Resistencia a la compresión	23.69 ± 9.52 (15.83-46.39)	7.24 ± 1.85 (5.11-11.06)	<0.0001

NEO S/S: Grupo “NEO MTA” sin sangre, NEO C/S: Grupo “NEO MTA” con sangre

X: Media, DE: Desviación Estándar, \*: Análisis de varianza T de student.

En cuanto al cemento reparador a base de silicato de calcio “Biodentine”, se muestra en la tabla numero 5 que, al presentarse expuesto a sangre, se observó una disminución importante en los valores de resistencia a la compresión ( $16.41 \pm 5.31$ ) por lo que se puede decir que este cemento presenta una diferencia estadísticamente significativa en cuanto a su resistencia a la compresión al exponerse a sangre ( $< 0.0001$ ).

**Tabla 5.** Comparación de los valores de resistencia a la compresión (Mpa) del cemento reparadores “BIODENTINE” con y sin sangre después de 15 días de incubación.

Grupo	BIO S/S (n=9 vs 9)	BIO C/S (n=9 vs 9)	Valor P*
	$\bar{X} \pm DE$ (Rango)		
Resistencia a la compresión	40.26 ± 8.01 (28.81-53.94)	16.41 ± 5.31 (7.13-24.41)	< 0.0001

BIO S/S: Grupo “Biodentine” sin sangre, BIO C/S: Grupo “Biodentine” con sangre,

X: Media, DE: Desviación Estándar, \*: Análisis de varianza T de student.

## IX. Discusión

En la práctica endodóntica actual se han introducido numerosos materiales nuevos con el propósito de beneficiar tanto al operador como el paciente; Se sabe que es común que accidentes puedan llegar a ocurrir durante el tratamiento de conductos debido a diferentes causas, ya sea por un mal manejo clínico, de técnicas e instrumentos hasta por las diferentes variaciones anatómicas que presente cada órgano dentario.

Es por eso que hoy en día existen, cementos bioactivos, los cuales gracias a sus capacidades regeneradoras y reparadoras ayudan al clínico a alcanzar una mayor tasa de éxitos durante su práctica. Con el tiempo se ha buscado desarrollar nuevos materiales mejorando sus características y propiedades fisicoquímicas, para de esta manera lograr un mejor funcionamiento y brindar un pronóstico mas predecible.

Los cementos reparadores a base de silicato de calcio se utilizan comúnmente para dar un buen sellado en situaciones donde existe una comunicación mecánica o patológica entre el conducto radicular y los tejidos periapicales, en tratamientos para dientes inmaduros, obturación retrograda, como recubrimientos entre otros procedimientos, es por eso que se ha buscado cumplir con la mayoría de las propiedades ideales de los cementos, las cuales van desde ser biocompatible, inductores de formación de tejido, alto pH, ser hidrofílicos, que no induzcan reacción inflamatoria de los tejidos; que no encojan, además de tener una excelente capacidad de sellado; que establezcan rápidamente y que sean fáciles de manipular.

Un material reparador ideal no debería verse afectado tanto por la contaminación de soluciones fisiológicas tales como la sangre o la saliva. Investigaciones previas han demostrado que, en situaciones clínicas, propiedades físicas y mecánicas como la resistencia a la compresión, pueden verse reducidas al estar en contacto con fluidos orales o irrigantes durante su fraguado.

En este presente estudio, se evaluó la resistencia a la compresión de cuatro diferentes cementos a base de silicato de calcio después de la exposición con sangre y se logró concluir que existe una reducción significativa en su resistencia a la compresión.

Mohammad-Ali Saghiri *et al.*, (2013) aseguran que la medición de la resistencia a la compresión proporciona información valiosa sobre el proceso de fraguado de estos cementos. Además, la resistencia a la compresión del cemento es importante cuando se usa en situaciones clínicas. Los resultados arrojados bajo esta investigación fueron similares a estudios previos de Nekoofar *et al.*, (2010) en donde se concluye que la contaminación con sangre de cementos afecta considerablemente las propiedades físicas del MTA. Estos autores establecieron que una de las causas posibles de esta reducción de resistencia a la compresión tan evidente puede ser debido al atrapamiento de aire, afectando a la microestructura y al aumento de porosidad de los cementos.

En su investigación del año del 2010, Nekoofar *et al.*, evaluaron el efecto de la contaminación con sangre en la resistencia a la compresión y la microestructura de la superficie del MTA. Ellos realizaron muestras cilíndricas de MTA. En el grupo control de mezcla MTA y se expuso a agua, en el segundo grupo se mezcló el MTA con agua y se expuso a sangre humana y en el tercer grupo se mezcló el MTA con sangre y se expuso a sangre.

Se utilizó bajo esta investigación MTA color de diente y MTA gris, posteriormente se incubaron las muestras durante 4 días y después se sometieron a pruebas de compresión. En esta investigación se encontró que sin importar el tipo de MTA, existió una reducción significativa de resistencia a la compresión en los grupos que habían sido expuestos a sangre ( $P < 0.0001$ ).

Remadnia *et al.*, (2009) coincide con estos hallazgos, pues explica que las propiedades de arrastre de aire de las proteínas sanguíneas afectan la microestructura de los cementos.

En el estudio de Kaveh Oloomi *et al.*, (2013) se utilizaron especímenes cilíndricos de Root MTA modificado con cloruro de calcio ( $\text{CaCl}_2$ ) y fosfato de hidrógeno disódico ( $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ ) como aceleradores de fraguado a lo largo del tiempo dividido en 6 grupos experimentales de la siguiente manera: Grupo 1, RMTA; Grupo 2, RMTA modificado con  $\text{CaCl}_2$ ; Grupo 3, RMTA modificado con; Grupo 4, RMTA contaminado con sangre; Grupo 5, RMTA-C contaminado con sangre; Grupo 6, RMTA-N contaminado con sangre.

La resistencia a la compresión de las muestras en todos los grupos se evaluó después de 3 h, 24 h y 1 semana. Se encuentra en este estudio una reducción significativa en la resistencia a la compresión de todos los materiales en todos los intervalos de tiempo ( $p < 0.05$ ) debido a la contaminación sanguínea. Después de 3 h, la resistencia a la compresión de las muestras en los grupos RMTA (con y sin contaminación sanguínea) fue significativamente menor que en los grupos RMTA-C y RMTA-N ( $p < 0.05$ ).

Estos resultados son similares a los de nuestro estudio, encontrándose que la contaminación con sangre reduce significativamente la resistencia a la compresión en los materiales experimentados.

Camilleri *et al.*, (2013) declararon que el Biodentine es mas denso y menos poroso en comparación con el MTA, lo que explicaría su menor absorción de líquidos, por lo tanto, tendrá mayor resistencia; Esto coincide con los resultados de esta investigación pues se encontró que el Biodentine presentó el valor mas alto de resistencia a la compresión al estar expuesto con sangre durante su fraguado en comparación con los otros cementos estudiados.

Estos resultados también concuerdan con el estudio realizado por Alzraikat *et al.*, (2016) donde encontraron resistencia a la compresión mayor en los grupos experimentales de Biodentine que en los de MTA. Sin embargo, existe también evidencia como en el estudio de Subramany y Vasantharajan del 2017, en donde compararon el MTA y el Biodentine después de 3 días de la elaboración de las muestras y encontraron que No existió diferencia significativa entre los grupos.

Se han introducido materiales nuevos como el NeoMTA en busca de eliminar desventajas como la decoloración del diente debido a radiopacificadores, sin embargo, no existe suficiente información sobre si la resistencia a la compresión se vea afectada por fluidos orales o soluciones de irrigación del conducto radicular.

Un estudio en el año 2017 por Govindaraju *et al.*, evaluaron la resistencia a la compresión de cuatro materiales de silicato de calcio: ProRoot MTA blanco, NeoMTA Plus, MTA Angelus y Biodentine después de la exposición al hipoclorito de sodio NaOCl o EDTA.

Los valores de resistencia a la compresión se evaluaron después de 7 días de almacenamiento, el Biodentine mostró una resistencia a la compresión significativamente mayor que los otros materiales ( $P < 0.05$ ) en el grupo control. Al exponerse a NaOCl, la resistencia a la compresión del MTA blanco y en Angelus disminuyó significativamente ( $P < 0.05$ ). Sin embargo, no hubo diferencias significativas en la resistencia a la compresión del Biodentine y el NeoMTA al verse expuesto al NaOCl o al EDTA.

Un estudio realizado por VanderWeele *et al.*, (2006) demuestra que, al utilizar lidocaína a través del sitio de perforación para poder controlar la hemorragia, si se incorpora algo de lidocaína residual en el MTA durante la colocación de este para el sellado de la perforación, la resistencia al desplazamiento del MTA no debería verse afectada.

En un estudio Dennis Holt *et al.*, (2007) realizaron en su investigación una prueba de resistencia a la compresión para medir el tiempo relativo de fraguado del MTA cuando se mezcla con clorhexidina al 2% o con agua esterilizada. Los resultados obtenidos en este estudio indicaron que el MTA al mezclarse con clorhexidina al 2% si logra un fraguado, pero es extremadamente quebradizo y tiene muy baja resistencia a la compresión cuando se compara con el agua esterilizada. Kogan *et al.* (2006) encontraron en su estudio, que la resistencia a la compresión



del MTA mezclado con agua después de 7 días fue de 28.4 MPa. Torabinejad *et al.* (1995) mostró que la resistencia a la compresión de MTA después de 24 horas fue de 40.0 MPa y aumentó a 67.3 MPa después de 21 días.

Todas estas investigaciones previas han sido realizadas para simular la situación clínica en la que estos cementos entran en contacto con fluidos orales y tisulares; Es posible que la resistencia a la compresión y las diferentes propiedades fisicoquímicas de los materiales utilizados varíen según las soluciones de irrigación, el manejo del ambiente antes de realizar un sellado con cemento reparador bioactivo, incluso su composición.

Hoy en día se conoce la importancia del ambiente adecuado para la colocación de cementos bioactivos, es por eso que VanderWeele *et al.*, concluyeron en su estudio *in vitro*, que se recomienda controlar adecuadamente la hemorragia en el sitio de perforación y que se remueva la sangre de las paredes antes de colocar el MTA, pues proteger al cemento reparador de la contaminación con sangre podría ser una de las mejores estrategias para prevenir estos efectos adversos y asegurar un correcto funcionamiento de nuestro material.

## X. Conclusiones

Gracias a esta investigación se determinó que los tres cementos reparadores presentan una reducción significativa en la resistencia a la compresión al verse contaminados con sangre durante su fraguado. De acuerdo a la prueba de comparaciones múltiples de Tukey de los datos obtenidos con respecto a los cementos que fueron utilizados en este estudio, se encontró una diferencia estadísticamente significativa en comparación del MTA Angelus vs. el MTA Flow, NEO MTA y Biodentine. De igual manera fue estadísticamente significativo el resultado de la comparación entre el cemento NEO MTA vs. el Biodentine. Sin embargo, no se encontró diferencia significativa en la comparación del cemento MTA Flow vs. NEO MTA y Biodentine.

Se encontró que el cemento reparador a base de silicato de calcio “Biodentine” presentó una mayor resistencia a la compresión que el MTA Flow y el NEO MTA a pesar de haber estado en contacto con sangre durante su fraguado. También fue posible observar que al ser mezclado en condiciones óptimas de fraguado, el cemento “Biodentine” presenta mayor resistencia a la compresión que el MTA Flow y el NEO MTA.

Las diferencias encontradas en la resistencia a la compresión de los cementos reparadores a base de silicato de calcio utilizados en este estudio sugieren que es de gran importancia considerar las condiciones del medio en donde se van a utilizar estos materiales, debido a que se comprobó con respecto a las propiedades físicas de los cementos una alteración significativa.

Con base a estos resultados, se considera necesaria mayor investigación con diferentes periodos de tiempo, sustancias de mezcla, además de valorar otras propiedades físico-químicas que favorezcan al pronóstico de los distintos procedimientos utilizados en la práctica común endodóntica.

Investigaciones futuras son necesarias para entender el comportamiento clínico de los cementos reparadores, particularmente al estar expuestos a sangre pues sus efectos adversos se ha comprobado que afectan las propiedades físicas de estos. Pruebas bajo intervalos de tiempo pueden ser una opción para determinar la importancia y efecto real y a largo plazo de la contaminación sanguínea en el MTA y Biodentine.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## XI. Bibliografia

- AAE. 2016. AAE glossary of endodontic terms 2016. *Aae*, 48.
- Adl, Alireza, Nooshin Sadat Shojaee, Fereshte Sobhnamayan, y Mohammadsaeed Hashemzade. 2015. The effect of blood contamination on the compressive strength of calcium-enriched mixture. *J Dent (Shiraz)* 16 (1): 37–41.
- Baugh, Dean, y James Wallace. 2005. The role of apical instrumentation in root canal treatment: a review of the literature. *Journal of endodontia* 31 (5): 333–40.
- Bellizzi, R., y William P. Cruse. 1980. A historic review of endodontics, 1689-1963, part 3. *Journal of Endodontics* 6 (5): 576–80.
- Best, S. M., A. E. Porter, E. S. Thian, y J. Huang. 2008. Bioceramics: past, present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society* 28 (7): 1319–27.
- Buffle, Jacques. 1990. Chapter 01.pdf. *Complexation reactions in aquatic systems. An analytical approach*.
- Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, biodentine and mta angelus. *Dent Mater*. 2013;29(5):580–93.
- Camilleri, Josette. 2015. Staining potential of neo mta plus, mta plus, and biodentine used for pulpotomy procedures. *Journal of Endodontics* 41 (7): 1139–45.
- Chow, T. W. 1983. Mechanical effectiveness of root canal irrigation. *Journal of Endodontics* 9 (11): 475–79.
- Clauder, Thomas, y Su-jung Shin. 2009. Repair of perforations with mta : clinical applications and mechanisms of action. *Endodontic Topics*, núm. 13: 32–55.
- Debelian, Gilberto, y Martin Trope. 2016. L'utilizzo dei materiali bioceramici premiscelati in Endodonzia. *Giornale Italiano di Endodonzia* 30 (2): 70–80.
- Eleftheriadis, G. I., y T. P. Lambrianidis. 2005. Technical quality of root canal treatment and detection of iatrogenic errors in an undergraduate dental clinic. *International Endodontic Journal* 38 (10): 725–34.

- Fleming, G. J P, A. C C Shortall, R. M. Shelton, y P. M. Marquis. 1999. Encapsulated verses hand-mixed zinc phosphate dental cement. *biomaterials* 20 (22): 2147–53.
- Govindaraju L, Neelakantan P, Gutmann JL. Effect of root canal irrigating solutions on the compressive strength of tricalcium silicate cements. *Clin Oral Investig*. 2017;21(2):567–71.
- Grech, L., B. Mallia, y J. Camilleri. 2013. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental Materials* 29 (2): e20–28.
- Grossman, Louis I. 1982. Historical papers a brief history of endodontics, 36–40.
- Guimarães, Bruno Martini, Rodrigo Ricci Vivan, Bruno Piazza, Murilo Priori Alcalde, Clovis Monteiro Bramante, y Marco Antonio Hungaro Duarte. 2017. Chemical-physical properties and apatite-forming ability of mineral trioxide aggregate flow. *Journal of Endodontics* 43 (10): 1692–96.
- Harris, William E. 1976. A simplified method of treatment for endodontic perforation. *Journal of Endodontics* 2 (5): 126–34.
- Holt DM, Watts JD, Beeson TJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. The anti-microbial effect against enterococcus faecalis and the compressive strength of two types of mineral trioxide aggregate mixed with sterile water or 2% chlorhexidine liquid. *J Endod*. 2007;33(7):844–7.
- Jasiczak, Jozef, y Krzysztof Zielinski. 2006. Effect of protein additive on properties of mortar. *Cement and Concrete Composites* 28 (5): 451–57.
- Jayakumar, Madhumitha, K Shashikala, y H Murali Rao. 2018. MTA : A review of literature with clinical applications 17 (3): 4–11.
- Jew, Ronald C.K., Franklin S. Weine, Joseph J. Keene, y Marshall H. Smulson. 1982. A histologic evaluation of periodontal tissues adjacent to root perforations filled with cavit. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 54 (1): 124–35.
- Kayahan, Mehmet Baybora, Mohammad Hossein Nekoofar, Amy McCann, Hakki Sunay, Rabia Figen Kaptan, Naghme Meraji, y Paul M H Dummer. 2013. Effect of acid etching procedures on the compressive strength of 4 calcium

- silicate-based endodontic cements. *Journal of Endodontics* 39 (12): 1646–48.
- Keskin C, Sariyilmaz E, Keleş A. The effect of bleaching agents on the compressive strength of calcium silicate-based materials. *Aust Endod J*. 2019;45(3):311–6.
- Koch, Ken, Dennis Brave, y Allen Ali Nasseh. 2013. A review of bioceramic technology in endodontics. *CE Article\_bioceramic technology*.
- Kogan, Paul, Jianing He, Gerald N. Glickman, y Ikuya Watanabe. 2006. The Effects of various additives on setting properties of mta. *Journal of Endodontics* 32 (6): 569–72.
- Koh, E T, M Torabinejad, T R Pitt Ford, K Brady, y F McDonald. 1997. Mineral trioxide aggregate stimulates a biological response in human osteoblasts. *J Biomed Mater Res* 37 (3): 432–39.
- Malkondu, Özlem, Meriç Karapinar Kazandağ, y Ender Kazazoğlu. 2014. A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *BioMed Research International* 2014.
- Marciano, Marina Angélica, Marco Antonio Hungaro Duarte, y Josette Camilleri. 2016. Calcium silicate-based sealers: Assessment of physicochemical properties, porosity and hydration. *Dental Materials* 32 (2): e30–40.
- Nekoofar, M. H., G. Adusei, M. S. Sheykhrezae, S. J. Hayes, S. T. Bryant, y P. M H Dummer. 2007. The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 40 (6): 453–61.
- Nekoofar, M. H., K. Oloomi, M. S. Sheykhrezae, R. Tabor, D. F. Stone, y P. M H Dummer. 2010. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 43 (10): 849–58.
- Oloomi K, Saberi E, Mokhtari H, Mokhtari Zonouzi HR, Nosrat A, Nekoofar MH, et al. Evaluation of the effect of blood contamination on the compressive strength of MTA modified with hydration accelerators. *Restor Dent Endod*. 2013;38(3):128.
- Orstavik, D. 1983. Physical properties of root canal sealers: measurement of flow,

- working time, and compressive strength. *International endodontic journal* 16 (3): 99–107.
- Pahlawan PD, Farah RA, Zakaria MN. White mta as a material to seal iatrogenic perforation for furcation teeth : a case report. 2020;829:232–40.
- Pinheiro, Lucas Siqueira, Júlia Eick Iglesias, Daiana Boijink, Leticia Boldrin Mestieri, Patrícia Maria Poli Kopper, José Antônio de Poli Figueiredo, y Fabiana Soares Grecca. 2018. Cell viability and tissue reaction of neomta plus: an in vitro and in vivo study. *Journal of Endodontics* 44 (7): 1140–45.
- Pitt Ford, Thomas R., Mahmoud Torabinejad, Douglas J. McKendry, Chan Ui Hong, y Stalin P. Kariyawasam. 1995. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and 79* (6): 756–63.
- Pontius, Valérie, Oliver Pontius, Andreas Braun, Roland Frankenberger, y Matthias Johannes Roggendorf. 2013. Retrospective evaluation of perforation repairs in 6 private practices. *Journal of Endodontics* 39 (11): 1346–58.
- Rajasekharan, S., L. C. Martens, R. G. E. C. Cauwels, y R. M. H. Verbeeck. 2014. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *European Archives of Paediatric Dentistry* 15 (3): 147–58.
- Saghiri MA, Garcia-Godoy F, Asatourian A, Lotfi M, Banava S, Khezri-Boukani K. Effect of pH on compressive strength of some modification of mineral trioxide aggregate. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013;18(4).
- Savitri, D., E. Suprastiwi, y A. Margono. 2017. Applying glass ionomer cement to mta flow™ and biodentine™ and its effects on the interface layer. *Journal of Physics: Conference Series* 884.
- Subramanyam D, Vasantharajan M. Effect of oral tissue fluids on compressive strength of mta and biodentine: an in vitro study. *J Clin Diagnostic Res*. 2017;11(4):ZC94–6.
- Silva, Emmanuel Jnl, Nancy Kudsi Carvalho, Mayara Zanon, Plínio Mendes Senna, Gustavo DE-Deus, Mário Luis Zuolo, y Alexandre Augusto Zaia. 2016. Push-out bond strength of mta hp, a new high-plasticity calcium silicate-based

- cement. *Brazilian oral research* 30 (1): 1–5.
- Torabinejad, M., T. F. Watson, y T. R. Pitt Ford. 1993. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *Journal of Endodontics* 19 (12): 591–95.
- Torabinejad, Mahmoud, C. U. Hong, F. McDonald, y T. R. Pitt Ford. 1995. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics* 21 (7): 349–53.
- Torabinejad, Mahmoud, y Masoud Parirokh. 2010. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-part ii: leakage and biocompatibility investigations. *Journal of Endodontics* 36 (2): 190–202.
- VanderWeele, Richard A., Scott A. Schwartz, y Thomas J. Beeson. 2006. Effect of blood contamination on retention characteristics of mta when mixed with different liquids. *Journal of Endodontics* 32 (5): 421–24.
- Zhao, Wenyuan, Jiang Chang, y Wanyin Zhai. 2008. Self-setting properties and in vitro bioactivity of  $\text{Ca}_3\text{SiO}_5/\text{CaSO}_4 \cdot 1/2\text{H}_2\text{O}$  composite cement. *Journal of biomedical materials research. Part A* 85 (2): 336–44.