



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO

FACULTAD DE MEDICINA

ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

**RESISTENCIA COMPRESIVA DE DOS CEMENTOS BIOACTIVOS A BASE DE
SILICATO DE CALCIO MEZCLADOS CON DIFERENTES SOLUCIONES**

TESIS

**QUE COMO PARTE DE LOS REQUISITOS PARA OBTENER EL DIPLOMA DE:
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

PRESENTA:

C.D. LOURDES MARIA PEREZ RICO

DIRECTOR DE TESIS:

D. en C.E.E. RUBEN ABRAHAM DOMINGUEZ PEREZ

CODIRECTOR:

C.D.E.E. LARISSA ARGENTINA ZAVALA VARGAS

SANTIAGO DE QUERÉTARO, ABRIL 2018



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Endodoncia

**RESISTENCIA COMPRESIVA DE DOS CEMENTOS BIOACTIVOS A
BASE DE SILICATO DE CALCIO MEZCLADOS CON DIFERENTES
SOLUCIONES.**

Tesis

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

Presenta:

Lourdes María Pérez Rico

Dirigido por:

D. en CEE. Rubén Abraham Domínguez Pérez

D. en C. E. E. Rubén Abraham Domínguez Pérez
Presidente

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

Dra. en C. María Del Socorro Maribel Liñán Fernández
Vocal

C.D.E.E. Alberto A. de la Rosa Moreno
Suplente

Dra. en C. Rosa Martha Pérez Serrano
Suplente

Dra. Guadalupe Zaldívar Lelo de Larrea
Directora de la Facultad

Dra. Ma. Guadalupe Flavia Loarca Piña
Directora de Investigación y Posgrado

Centro Universitario
Querétaro, Qro.
Abril 2018
México

RESUMEN

En la práctica endodóntica surgen situaciones que requieren el uso de varios materiales que replacen el tejido dañado o tengan una función estimulante, como por ejemplo los cementos bioactivos basados en silicato de calcio; tanto Biodentine como MTA Angelus son cementos a base de silicato de calcio que se pueden usar para sellar perforaciones, tratamientos de dientes inmaduros u otros procedimientos, pero estos materiales deben tener características tanto de fuerza como de resistencia y no verse afectados en presencia de otra sustancia. **Objetivo:** El objetivo de este estudio fue conocer y comparar la resistencia compresiva de dos cementos bioactivos a base de silicato cálcico (MTA Angelus y Biodentine). **Metodología:** se realizó un estudio comparativo in vitro, fabricando 32 cilindros de 6 mm de diámetro y 12 mm de altura, 16 se hicieron con cemento Biodentine y 16 con cemento MTA Angelus, se dividieron respectivamente en cuatro grupos (grupo control 1, grupo 2 mezclado con solución, grupo 3 mezclado con hipoclorito 5,25% y el grupo 4 mezclado con clorhexidina al 2%). Todo el conjunto se transfirió a una incubadora con una temperatura constante de 36°C durante 28 días. Posteriormente, los cilindros fueron sometidos a resistencia compresiva hasta su fractura usando una máquina de prueba universal a una velocidad de 1 mm/min. Los datos se analizaron utilizando un análisis de varianza y una prueba post hoc de Tukey. **Resultados:** el cemento Biodentine tiene mayor resistencia compresiva que el cemento MTA Angelus, pero la mezcla o la contaminación con otra sustancia afectó más al Biodentine que al MTA Angelus. **Conclusión:** los resultados mostraron que la resistencia compresiva de estos cementos bioactivos (Biodentine o MTA Angelus) se ve afectada cuando se mezcla con una sustancia que no está indicada por el fabricante, en los grupos Biodentine hubo una diferencia estadísticamente significativa entre las muestras ($p < 0.0001$); de las cuales, mostró una mayor disminución de la resistencia compresiva cuando se mezcló con clorhexidina; sin embargo, en los grupos MTA Angelus, no hubo una diferencia estadísticamente significativa cuando se mezcló con otras soluciones. **(Palabras clave:** Resistencia compresiva, MTA Angelus, Biodentine).

SUMMARY

In endodontic practice situations arise that require the use a number of materials that replace injure tissue or have a stimulating function, as for example the bioactive cements based on calcium silicate, both Biodentine as well as MTA Angelus are calcium silicate-based cements that can be used to seal perforations, treatments of immature teeth, or many other procedures; but these materials it should have characteristics of both force as well as strength and not be affected in the presence of another substance. **Aim:** The aim of this study was to know and compare the compressive strength of two bioactive cements based on calcium silicate (MTA Angelus and Biodentine). **Methodology:** Was made a quantitative, experimental in vitro comparative study, manufacturing 32 cylinders of 6 mm in diameter and 12 mm in height, 16 were made with Biodentine cement and 16 with MTA Angelus cement, of which each was divided into four groups (control group 1, group 2 mixed with solution, group 3 mixed with hypochlorite 5.25% and group 4 mixed with chlorhexidine 2%). The whole assembly was transferred to an icubator with a constant temperature of 36°C for 28 days. Subsequently, the cylinders were subjected to compressive strength until their fracture using a universal test machine at a speed of 1mm / min. Data were analyzed by using analysis of variance and a post hoc Tukey's test. **Results:** Biodentine cement has greater compressive strength than MTA Angelus cement; but the mixture or contamination with another substance affected the Biodentine more than the MTA Angelus. **Conclusion:** The results showed that the compressive strength of these bioactive cements (Biodentine or MTA Angelus) is affected when is mixed with a substance that is not indicated by the manufacturer, in the Biodentine groups there was a statistically significant difference between the samples (<0.0001); of which, showed a higher decrease in the compressive strength when mixed with chlorhexidine; however, in the MTA Angelus groups, there was no a statistically significant difference when mixed with other solutions.

(Key words: Compressive strength, MTA Angelus, Biodentine).

DEDICATORIAS

A mis padres Amelia Rico Ortiz y Armando Pérez Centeno, mis abuelos y hermanos a quienes amo profundamente y sabiendo que no existe forma alguna de pagarles por sus sacrificios y amor incondicional; que ellos saben que esta tesis es el resultado de dos años de esfuerzo, estudio y dedicación, culminando una etapa más en mi vida y que este logro es de ellos también, por motivarme para seguir luchando por mis metas e ideales.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por siempre saberme guiar por el camino del bien, no dejarme caer en esta carrera y permitirme culminar esta etapa.

A mi Universidad Autónoma de Querétaro, por abrirme sus puertas y permitirme ser parte de ella y haberme dado la oportunidad de formarme en esta especialidad.

A mis maestros por la ayuda brindada, los conocimientos transmitidos, su paciencia y el tiempo invertido, gracias por ayudarme en gran manera a concluir este proyecto y por los buenos momentos que compartimos juntos.

Agradezco a mi director y asesor de tesis, Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez por su infinita paciencia y sus valiosas aportaciones y conocimientos científicos y metodológicos para el desarrollo de esta tesis; a la Dra. Larissa Argentina Zavala Vargas y Dr. Santiago Andarácua García por su aportación y comentarios para guiarme en este trabajo de investigación.

Agradezco al Comité Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por haberme otorgado una beca y permitirme así realizar mis estudios de especialidad y así mismo el patrocinio para llevar a cabo este proyecto de tesis.

Lourdes María Pérez Rico.

TABLA DE CONTENIDO

<u>I.</u>	<u>Introducción</u>	10
	<u>I.1 Generalidades del mineral trióxido agregado (MTA)</u>	12
	<u>I.1.1 Composición</u>	13
	<u>I.1.2 Resistencia compresiva</u>	14
	<u>I.1.3 Microdureza</u>	14
	<u>I.1.4 Fuerza de unión</u>	14
	<u>I.1.5 pH</u>	14
	<u>I.1.6 Radiopacidad</u>	15
	<u>I.1.7 Solubilidad</u>	15
	<u>I.1.8 Microfiltración</u>	15
	<u>I.1.9 Biocompatibilidad</u>	15
	<u>I.2 Generalidades del Biodentine</u>	16
	<u>I.2.1 Composición</u>	16
	<u>I.2.2 Resistencia compresiva</u>	17
	<u>I.2.3 Microdureza</u>	18
	<u>I.2.4 Fuerza de unión</u>	18
	<u>I.2.5 Interfaz porosidad de material-dentina</u>	18
	<u>I.2.6 Radiopacidad</u>	19
	<u>I.2.7 Solubilidad</u>	19
	<u>I.2.8 Efecto en la dentina</u>	19
	<u>I.2.9 Microfiltración</u>	19
	<u>I.3 Resistencia compresiva</u>	20
<u>II.</u>	<u>Objetivos</u>	25
	<u>II.1 Objetivo general</u>	25

<u>II.2 Objetivos específicos</u>	25
<u>III. Metodología</u>	26
<u>III.1 Especímenes experimentales</u>	26
<u>III.1.1 Muestras cilíndricas de MTA Angelus y Biodentine</u>	26
<u>III.1.2 Elaboración de moldes</u>	26
<u>III.1.3 Elaboración de las muestras de MTA Angelus</u>	27
<u>III.1.4 Elaboración de las muestras de Biodentine</u>	29
<u>III.1.5 Estandarización de las muestras</u>	31
<u>III.1.6 Almacenamiento de muestras</u>	32
<u>III.2 Mediciones y análisis</u>	33
<u>III.3 Análisis estadístico</u>	34
<u>IV. Resultados</u>	35
<u>V. Discusión</u>	37
<u>VI. Conclusión</u>	42
<u>VII. Referencias</u>	43

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Comparación de los valores de resistencia compresiva de las cuatro mezclas de Biodentine	35
Tabla 2. Comparación de los valores de resistencia compresiva de las cuatro mezclas de MTA Angelus	36
Tabla 3. Comparación de los valores de resistencia compresiva de las cuatro mezclas de Biodentine y cuatro de MTA Angelus	36

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Elaboración de moldes	27
Figura 2 Elaboración de las muestras de MTA Angelus	29
Figura 3 Elaboración de las muestras de Biodentine	31
Figura 4 Estandarización de las muestras	32
Figura 5 Almacenamiento de las muestras	33
Figura 6 Prueba de resistencia compresiva	34

I. INTRODUCCIÓN

En la práctica endodóntica surgen diversas situaciones como son las perforaciones radiculares que son comunicaciones patológicas o iatrogénicas causando comunicación directa entre la cavidad pulpar y el ligamento periodontal, u otros casos como exposiciones o comunicaciones pulpares o tratamientos en dientes inmaduros; todos éstos podrían llevar al fracaso de un tratamiento si no se maneja de manera adecuada y con los materiales y condiciones apropiados (Lemon, 1998).

Las perforaciones de la raíz son una de las causas más comunes de fracaso endodóntico, las que se presentan en zonas cervicales de la raíz y piso de cámara de la pulpa requieren una reparación inmediata para evitar la pérdida de hueso o de unión epitelial y la probable ruptura de los tejidos periodontales (Jew et al., 1982).

Un material ideal de reparación de la perforación debe proporcionar un sellado adecuado; biocompatibilidad, dimensiones, estabilidad, insolubilidad, y radiopacidad; así como ser fácil de manipular y colocar (Ford et al., 1995).

El pronóstico a largo plazo de ésta complicación es dependiente de muchos factores, tales como la ubicación y el tamaño de la perforación, el tiempo que ha pasado antes de reparar de la perforación, la contaminación por microorganismos, la capacidad de sellado del material de restauración y el estado periodontal del diente (Jew et al., 1982; Sinai, 1997).

Durante las últimas décadas muchos materiales se han utilizado para este propósito, incluyendo la amalgama, Cavit, IRM, los cementos de ionómero de vidrio y resinas (El Deeb et al., 1982). Hasta que se introdujo el agregado trióxido mineral (MTA) para su uso endodóntico, se ha utilizado como un recubrimiento pulpar directo e indirecto, en pulpotomías, tratamiento de resorciones, tratamiento de la formación radicular en apexificación, y como obturación de conductos radiculares; pero , tiene algunos inconvenientes como el tiempo de fraguado prolongado, a

pesar de que se ha buscado agregar posibles aditivos para acelerar este proceso y mejorar su manejo (Alhadainy et al., 2003; Hsien et al., 2006).

Estos cementos muestran inconvenientes como su relativa baja fuerza de compresión y flexión, que son inferiores a las de la dentina. Debido a que el MTA no se puede utilizar como base, o como material de restauración temporal; estas limitaciones dieron lugar al desarrollo de nuevas fórmulas para superar los inconvenientes y mantener las ventajas. Marcas nuevas de productos de MTA se han introducido en el mercado en un intento de superar estas desventajas, sin embargo, las desventajas han sido similares como el tiempo de fraguado o el grado de solubilidad en contacto con fluidos del cuerpo (Gandolfi et al., 2011).

Esto dio lugar al desarrollo de nuevas fórmulas de cementos a base de silicato de calcio para superar estos inconvenientes, es así como surgió Biodentine para intentar superar las desventajas del MTA (Camilleri et al., 2013a).

Del mismo modo, en la terapia endodóntica, materiales de reparación de endodoncia se han venido utilizando, pero se ha buscado que estos se adhieran a la estructura del diente; manteniendo así un sello suficiente; que sea insoluble en los fluidos del tejido; ser dimensionalmente estable; no reabsorbible, radiopaco y que presenten biocompatibilidad y bioactividad. Biodentine es el primer sustituto bioactivo biocompatible basado y diseñado para el tratamiento de la dentina dañada, tanto para fines de restauración y de endodoncia (Camilleri et al., 2013a). Recalcando que las propiedades que se buscan en éstos materiales deben adaptarse a las consideradas para no causar irritación o toxicidad en los tejidos periodontales con los que entra en contacto directo; evitando también en gran medida la entrada de microorganismos que pudieran llevar al fracaso del tratamiento; es por ello que se busca que estos materiales tengan las propiedades ideales tanto de biocompatibilidad con los tejidos, sellado y resistencia para que así no se vean afectadas al ser sometidas a las fuerzas de compresión, sin sufrir fracturas, grietas o desgastes que pudieran provocar que microorganismos externos entren y contaminen causando fracaso del tratamiento, lo más apropiado sería colocar un material que tenga excelentes propiedades tanto de resistencia como

dureza pero además lo ideal sería que estos materiales se utilicen en condiciones óptimas especificadas por los fabricantes pero en realidad llega a ser difícil ya que por la comunicación accidental que se ocasionó, estos materiales entran en contacto directo con fluidos como sangre o restos de otras sustancias que pudieran pasar desapercibidos, como por ejemplo residuos de hipoclorito o solución fisiológica al momento de lavar (Torabinejad et al., 1995ab). La presencia de fluidos de cualquier tipo podría afectar las propiedades del material de sellado y que, a pesar de ser un excelente material, sus propiedades se vean afectadas por contaminación con alguna sustancia, provocando que las resistencias compresivas del material se vean disminuidas haciendo propensa la entrada de microorganismos del exterior al interior comprometiendo de forma significativa el tratamiento con un pronóstico reservado (Vanderweele et al., 2006; Camilleri et al., 2008).

Es conveniente que los cementos endodónticos presenten una adecuada resistencia compresiva y dureza superficial, que asemejen más a la de los tejidos del diente. La resistencia compresiva es una propiedad importante de los materiales, sobre todo cuando se someten a fuerzas de masticación, mediante la aplicación de fuerza compresiva con una máquina, se puede valorar el efecto a largo plazo de los biomateriales selladores endodónticos; actualmente, los efectos de materiales utilizados en endodoncia sobre su resistencia compresiva son poco investigados (Kenneth y Phillips, 2004).

I.1 GENERALIDADES DEL MINERAL TRIÓXIDO AGREGADO (MTA)

Durante el tratamiento endodóntico pueden ocurrir fallas o complicaciones las cuales para su manejo se requiere de materiales biocompatibles y dimensionalmente estables, esto condujo al desarrollo de materiales de agregado trióxido mineral (MTA) que poseen características ideales. El agregado trióxido mineral (MTA) fue creado en la Universidad de Loma Linda (California). Este material fue descrito por primera vez en 1993 por Lee, Monsef y Torabinejad y patentado en 1995 por Torabinejad y White (Lee et al., 1993).

Desde su llegada, los usos del MTA se han expandido drásticamente, se ha utilizado como un recubrimiento pulpar directo e indirecto, en pulpotomías, tratamiento de resorciones, tratamiento de la formación radicular en apexificación, y como obturación de conductos radiculares (Hsien et al., 2003).

Se discuten las propiedades del mineral trióxido agregado e informan que debería cumplir ciertos requisitos: sellar la parte apical en tres dimensiones, ser bien tolerado por los tejidos perirradiculares con ninguna reacción inflamatoria, no ser tóxico tanto a nivel local y sistémico, no promover e inhibir el crecimiento de organismos patógenos; estimular la regeneración de tejidos perirradiculares, no deberá verse afectado por la humedad, no debe ser absorbible por el cuerpo dentro de los confines del diente, pero el exceso fuera del diente si debe ser reabsorbible, debe ser dimensionalmente estable y no debe expandirse, no corrosivo, no pigmentar los dientes, ser fácil de mezclar e insertar y ser radiopaco. El MTA fue desarrollado como un material para satisfacer muchos de estos requisitos; sin embargo, ningún material que ha sido desarrollado logra cumplir con todas estas propiedades (Gartner y Dorn, 1992).

I.1.1 Composición

Se ha demostrado que tiene una composición muy similar a la de cemento Portland, por lo tanto, tiene algunos de los mismos inconvenientes incluyendo tiempo de fraguado prolongado, a pesar de que se ha buscado agregar posibles aditivos para acelerar este proceso y mejorar su manejo. Su composición es de 75% de cemento Portland, óxido de bismuto 20%, y 5% dihidrato de sulfato de calcio o yeso (Hsien et al., 2003).

El MTA es un polvo que contiene finas partículas hidrofílicas que forman un gel coloidal en presencia de agua que solidifica a una estructura dura aproximadamente en 4 horas, se mezcla con agua destilada. Este polvo está compuesto por 75% (3CaO-SiO₂)silicato tricálcico, silicato dicálcico (2CaOSiO₂), aluminato férrico tetracálcico (4CaO-Al₂O₃-Fe₂O₃), óxido tricálcico, óxido de silicio, sulfato de calcio dihidratado en un 4.4% (CaSO₄-2H₂O), aluminato tricálcico (3CaO-Al₂O₃), sílice cristalina y algunos restos insolubles como óxido de calcio y sulfato

de potasio y sodio en un 0.6% y otros óxidos minerales, responsables de las propiedades físicas y químicas y de óxido de bismuto (Bi_2O_3) en un 20%, que le da una radiopacidad superior a la dentina (Song et al., 2006; Chaple y Herrero, 2007).

I.1.2 Resistencia compresiva

Se ha demostrado que la resistencia a la compresión del MTA es de aproximadamente 60 megapascales (MPa), pero con el paso del tiempo va aumentando, y al día 21 se observa que llega a presentar un rango de 70 MPa, el cual es similar al IRM, pero es menor que la amalgama (Torabinejad et al., 1995a), al presentar cantidades bajas de resistencia no se indica su colocación en áreas funcionales o sometidas a cargas excesivas (Parirokh y Torabinejad, 2010).

Diferentes irrigantes y agentes oxidantes pueden afectar la resistencia del MTA, aunque en algunos estudios se ha comprobado que el uso de solución salina, agua estéril o lidocaína no tiene ningún efecto sobre la resistencia, mientras que la clorhexidina y el hipoclorito de sodio afectaron de manera mínima (Yan et al., 2006).

I.1.3 Microdureza

La microdureza del MTA se ve considerablemente afectada ante exposiciones a pH ácido (pH 5), como es en el caso de un entorno inflamado, esto es debido a que ocasiona cambios en la microestructura. Otro factor que afecta a la microdureza es el aumento en la presión de condensación dando como resultado una masa más compacta con menos microcanales disponibles para la absorción de agua, lo que reduce la microdureza del material (Lee et al., 2004).

I.1.4 Fuerza de unión

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

I.1.5 pH

El MTA hidratado tiene un pH inicial de 10.2, que se eleva a 12.5 (similar al hidróxido de calcio $\text{Ca}(\text{OH})_2$) 3 horas después de la mezcla y después del fraguado.

Este pH alto es responsable de la acción antimicrobiana y la actividad biológica del material, se alcanza debido a la liberación constante de calcio de MTA y la formación de $\text{Ca}(\text{OH})_2$ (Torabinejad et al., 1995a).

I.1.6 Radiopacidad

El MTA tiene una radiopacidad menor que la de IRM, súper EBA, amalgama o gutapercha. Su radiodensidad es similar al óxido de zinc eugenol y su radiopacidad ligeramente mayor que la dentina (Rao et al., 2009).

I.1.7 Solubilidad

El MTA muestra baja o casi nula solubilidad, lo cual es atribuido a la adición del óxido de bismuto. Tanto la porosidad como la solubilidad pueden aumentar debido a un incremento en la relación líquido/polvo, a pesar de que el MTA forma una matriz porosa caracterizada por capilares internos y canales de agua (Rao et al., 2009).

I.1.8 Microfiltración

Se ha demostrado en diversos estudios que el MTA muestra menos microfiltración y mejor sellado que los materiales tradicionales como amalgama, materiales basados en óxido de zinc y eugenol, ionómero de vidrio convencional, gutapercha, etc., cuando son utilizados con fines endodónticos (Parirokh y Torabinejad, 2010). Además de que este material presenta una expansión durante el ajuste, la cual puede ser responsable de su excelente capacidad de sellado (Shipper et al., 2004).

También se ha demostrado que el MTA en presencia de contaminación sanguínea no se ve afectada su microdureza o si lo hace es mínimo en comparación con la amalgama, IRM y súper EBA (Parirokh y Torabinejad, 2010).

I.1.9 Biocompatibilidad

En estudios de biocompatibilidad con cultivos celulares de células óseas alveolares humanas, preosteoblastos de ratón, osteoblastos, dentinoblastos y cementoblastos de ratón han demostrado una buena supervivencia, proliferación y unión, con un crecimiento más rápido y mejor de las células en la superficie de MTA

(Perinpanayagam, 2009). Se ha demostrado que la adición de derivados de matriz de esmalte al MTA mejora la diferenciación de células de la pulpa dental humana, la actividad de fosfatasa alcalina y la mineralización (Min et al., 2009).

Con la adición de algunas sustancias como clorhexidina, se mejoró las propiedades antibacterianas de MTA, pero afectó negativamente a la biocompatibilidad del material (Parirokh y Torabinejad, 2010). Algunos estudios consideran que la biocompatibilidad del MTA es debido a la liberación de iones hidroxilo y la formación de hidróxido de calcio durante el proceso de hidratación. Y otros estudios informan sobre la formación de un material precipitado blanco entre el MTA y la estructura dental cuando se expone a fluidos fisiológicos, esta estructura es similar a la hidroxiapatita (HA) química y estructuralmente con una composición química de oxígeno, calcio y fósforo, bismuto, silicio y aluminio. Sin embargo, las relaciones de calcio a fósforo difieren de las de la hidroxiapatita natural. Esta estructura similar a hidroxiapatita puede liberar calcio y fósforo continuamente, promoviendo la regeneración y la remineralización de los tejidos duros y aumentando la capacidad de sellado del MTA (Duarte et al., 2003).

I.2 GENERALIDADES DEL BIODENTINE

El Biodentine es un material basado en silicato de calcio que fue lanzado al mercado en el 2009, el cual fue diseñado específicamente como un producto de reemplazo de dentina. Sus aplicaciones son amplias, incluyen reparación endodóntica como lo es en casos de perforaciones radiculares, apexificaciones, reabsorciones y obturaciones retrogradas; también es usado como protección pulpar o en casos de restauración como reemplazo de dentina (Septodont, 2009).

I.2.1 Composición

El Biodentine presenta dos componentes, uno polvo el cual consiste en silicato de tricalcio, silicato de dicalcio, carbonato de calcio y relleno de óxido, óxido de hierro y óxido de circonio; y el líquido, que contiene cloruro de calcio como acelerador y un polímero hidrosoluble que sirve como agente reductor de agua. Además, presenta un tiempo de fraguado corto el cual nos da un tiempo de trabajo

de entre 9 y 12 minutos, siendo esta una ventaja en comparación con otros materiales (Septodont, 2009).

El Biodentine surge para intentar superar las desventajas del MTA; éste cemento a base de silicato de calcio cuenta en su composición con otros compuestos como el carbonato de calcio para mejorar las propiedades mecánicas y acelerar el endurecimiento del cemento y dióxido de circonio como agente radiopaco (Camilleri et al., 2008, 2013a; Pradelle-Plasse et al., 2009).

Biodentine tiene características que le confieren sus componentes, a diferencia del MTA que utiliza solo agua destilada para su mezcla, Biodentine utiliza una mezcla de agua destilada, calcio cloruro y un polímero hidrosoluble; en donde el cloruro de calcio actúa como un acelerador de la reacción de fraguado (Camilleri et al., 2008) y el polímero hidrosoluble reduce el agua necesaria de la reacción; es así como se mejora el tiempo de fraguado inicial (Pradelle-Plasse et al., 2009).

Actualmente se cuenta aún con pocos estudios respecto a este material, pero se sabe que al tener una composición basada en silicato tricálcico tiene la propiedad de formar hidroxiapatita al estar en contacto con el fluido tisular sintético (Tay et al., 2007; Han et al., 2010; Grech et al., 2013).

I.2.2 Resistencia compresiva

Otra característica importante es la resistencia a la compresión, la cual ha sido demostrada que debe ser suficiente para resistir impactos externos (Kayahan et al., 2013).

Se ha establecido que el Biodentine tiene la capacidad de continuar mejorando en términos de resistencia a la compresión con el tiempo hasta alcanzar un rango similar al de la dentina natural (Septodont, 2009). Esto fue demostrado en un estudio en donde el Biodentine mostró la mayor resistencia a la compresión en comparación con los otros materiales que fueron probados, los autores atribuyen este efecto a la baja relación agua-cemento utilizada en Biodentine (Grech et al., 2013).

Se ha observado que el Biodentine presenta una resistencia compresiva inicial de más de 100 MPa, pero tiene la capacidad de continuar mejorando con el tiempo durante varios días hasta alcanzar 300 MPa después de un mes, volviéndose así muy estable y presentando una resistencia compresiva similar a la de la dentina natural (297 MPa) (Septodont, 2009).

I.2.3 Microdureza

El Biodentine presenta una microdureza mayor en comparación con otros materiales como el IRM o el ionómero de vidrio (Camilleri, 2013b; Grech et al., 2013).

I.2.4 Fuerza de unión

Al ser un material que se ha utilizado como sustituto de dentina en restauraciones permanentes, se ha evaluado la resistencia a la unión que tiene el material con otros sistemas, el cual resulta ser favorable; así mismo y desde el punto de vista endodóntico, se utiliza también para reparar perforaciones, es por ellos que es esencial que no exista un desplazamiento de éste en el sitio de reparación. Esto ha sido demostrado en estudios en los cuales compararon la fuerza de unión de MTA y Biodentine, y mostraron que la resistencia a la expulsión fue menor en el MTA y de igual manera que la contaminación sanguínea afecta la adhesión del MTA (Aggarwal et al., 2013).

I.2.5 Interfaz porosidad de material-dentina

El grado de porosidad que el material presente también juega un papel importante en la cantidad de fugas que se puedan presentar, al ser el sellado hermético una característica para el éxito de un tratamiento, es por eso que se han realizado estudios para comparar el grado de porosidad del Biodentine, en el que se determinó que el Biodentine y el IRM tienen niveles muy bajos de porosidad al ser utilizado en ambientes húmedos, sin embargo, cuando se utiliza en ambientes secos el grado hay cambios en la microestructura del material y esto ocasiona mayor porosidad permitiendo así en paso de microorganismos (Camilleri, 2013c).

I.2.6 Radiopacidad

La radiopacidad es una propiedad importante en los materiales endodónticos ya que permite distinguirlos de los tejidos circundantes, en el caso del Biodentine, se utiliza el óxido de circonio como radiopacificador ya que tiene características biocompatibles y propiedades mecánicas favorables (Piconi y Maccauro, 1999; ISO, 2001); sin embargo, en otros estudios comparativos se concluyó que el Biodentine presenta menos radiopacidad que el MTA pero es más biocompatible, en cuestiones clínicas es importante corroborar la aplicación adecuada del material pero sin comprometer la biocompatibilidad con los tejidos (Tanalp et al., 2013).

I.2.7 Solubilidad

Es una propiedad importante debido a que determina la estabilidad dimensional, en el caso de Biodentine se ha determinado que, al entrar en contacto con fluidos de tejidos sintéticos, este presenta una deposición de sustancias como hidroxiapatita en la superficie del material (Camilleri et al., 2013b).

I.2.8 Efecto en la dentina

Debido al contacto directo de la dentina con los materiales a base de silicato de calcio, es fundamental considerar los efectos del hidróxido de calcio liberado sobre el colágeno de la dentina, el cual se ha demostrado que tiene efectos debilitantes en la resistencia de la dentina de la raíz (Doyon et al., 2005; Soares et al., 2007). En un estudio analizaron la influencia que tiene el contacto prolongado de la dentina con los selladores a base de silicato de calcio, para ello compararon Biodentine contra MTA Plus y determinaron que ambos alteran la resistencia y rigidez de la dentina (Sawyer et al., 2012).

I.2.9 Microfiltración

Al ser un material también utilizado como base, el Biodentine es susceptible a que con el paso del tiempo sufra microfiltración, causando sensibilidad y caries secundaria, lo mismo ocurre con los ionómeros de vidrio. Otro factor que contribuye a reducir el grado de microfiltración que pueda existir es la formación de cristales de hidroxiapatita ya que estos aumentan la capacidad de sellado (Koubi et al., 2012).

I.2.10 Biocompatibilidad

La biocompatibilidad de un material es uno de los factores más importantes cuando este está en contacto directo con tejidos y que pudiera tener el potencial de afectar la viabilidad de las células perirradiculares y pulpares ocasionando muerte celular (Zhou et al., 2013).

En un estudio realizado se comparó la compatibilidad del Biodentine con el MTA blanco y el ionómero de vidrio utilizando fibroblastos humanos, en donde se demostró que tanto el Biodentine como el MTA presentaron menos toxicidad que el ionómero de vidrio; además mostraron mayor adherencia y crecimiento celular en comparación con el ionómero de vidrio (Zhou et al., 2013). Existen además más autores que en base a estudios afirman que el Biodentine afecta favorablemente la cicatrización cuando se coloca directamente sobre el tejido pulpar aumentando la proliferación, migración y adhesión de las células madre de la pulpa dental, reafirmando así las características bioactivas y biocompatibles del material (Luo et al., 2014).

I.3 RESISTENCIA COMPRESIVA

La resistencia compresiva es una propiedad importante de los materiales, sobre todo cuando se someten a fuerzas de masticación, mediante la aplicación de fuerza compresiva se puede valorar el efecto a largo plazo de los biomateriales selladores endodónticos. Actualmente, los efectos de materiales utilizados en endodoncia sobre su resistencia compresiva son poco investigados (Kayahan et al., 2013).

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, configurada con una fuerza de carga en newtons (N) y los valores obtenidos de resistencia máxima son transformados a megapascuales (MPa), tabulados y analizados estadísticamente para evaluar si los valores obtenidos para cada material en estudio tenían o no diferencias significativas entre ellos (Kenneth y Phillips, 2004).

Hay varios factores que podrían influir o modificar las propiedades de los cementos selladores endodónticos, incluyendo el tipo, el material con el que se mezcla, el pH de la mezcla líquida y la condición del manejo del medio y almacenamiento.

En un estudio evaluaron la adaptación marginal de materiales de obturación (MTA y Biodentine) en presencia de solución salina y sangre humana. Utilizaron 80 dientes uniradiculares extraídos y se obturaron de manera retrograda los 3 mm apicales, para esto, se dividieron en grupos en los que la mitad se obturo con MTA y la otra mitad con Biodentine. Los dientes de cada grupo se expusieron a solución salina normal y la otra mitad a la sangre humana fresca. Después de cuatro días, se realizaron réplicas de resina de la zona apical y se observaron en microscopía electrónica de barrido para encontrar espacios en la adaptación de los materiales, pero no hubo diferencias significativas en la adaptación marginal, es decir, la contaminación con la sangre no afecto a la adaptación marginal de MTA ni del Biodentine (Bolhari et al., 2015). Esto se refirio en un estudio posterior en donde evaluaron el efecto que tenía la adición de clorhexidina al 2% en el Biodentine, para esto utilizaron 46 premolares extraídos, se instrumentaron con sistema Protaper universal, se dividieron en grupos en los que la mitad se obturaron con Biodentine mezclado como lo indica el fabricante y la otra mitad se mezcló con clorhexidina, en los resultados determinaron mediante mediciones de penetración de colorante, que la adición de clorhexidina al 2% mejoraba la capacidad de sellado del Biodentine; sin embargo, se necesitan más estudios para averiguar la razón real (Suri et al., 2015).

La resistencia compresiva de los cementos endodónticos puede verse alterada cuando se añade a la mezcla otro componente que no está indicado en su fabricación. Esto fue demostrado en un estudio cuyo objetivo fue examinar el tiempo de fraguado, resistencia a la compresión, y el pH del mineral trióxido agregado (MTA) mezclado con diferentes aditivos: cloruro de calcio (CaCl_2), formiato de calcio (CAF), ortofosfato ácido disódico (Na_2HPO_4). Se concluyó que el tiempo de fraguado y la resistencia compresiva de los materiales a los que se les agrego otras

sustancias fue menor al grupo control (mezcla como lo indica el fabricante), sin embargo, la adición de estos compuestos se vio reflejada en el aumento del pH, pero no mejoro la resistencia compresiva (Prasad et al., 2015).

Hay además otros estudios que muestran que la adición de ciertos compuestos puede mejorar la resistencia compresiva o afectarla, en uno de ellos se evaluaron diferentes propiedades del cemento Portland mediante la adición de agentes que dan radiopacidad, los cuales son óxido de bismuto (Bi_2O_3), dióxido de circonio (ZrO_2), y trifluoruro de iterbio (YbF_3). Se utilizaron muestras de cemento de 6 mm de alto y 4 mm de diámetro que fueron sometidas a fuerza compresiva con una máquina de ensayo Universal. En este estudio se concluyó que la adición de ZrO_2 y YbF_3 aumenta la resistencia a la compresión del cemento Portland, mientras que Bi_2O_3 disminuyó la resistencia compresiva, es decir, ZrO_2 y YbF_3 se pueden utilizar como una alternativa adecuada para reemplazar Bi_2O_3 (Oxido de Bismuto) en MTA sin influir en sus propiedades físicas (Antonijevic et al., 2014).

Pero no solamente la adición de algún otro componente o solución tiene efecto sobre la resistencia compresiva sino también el medio en el que se coloca y su pH, como se observó en un estudio sobre algunos materiales de MTA después de su exposición a una serie de condiciones de pH del medio ambiente durante la hidratación, después de mezclar los cementos bajo condiciones asépticas y como lo indica el fabricante, los cementos se condensaron con fuerza moderada en moldes. Cada tipo de cemento se dividió aleatoriamente en tres grupos. Las muestras fueron expuestas a ambientes con valores de pH de 4.4, 7.4, o 10.4 por 3 días y posteriormente se sometieron a fuerza compresiva para concluir que un pH elevado mejora la resistencia compresiva y que un pH ácido causa una menor resistencia a la compresión (Saghiri et al., 2013).

Además, hay una serie de investigaciones acerca de cómo influye en la resistencia compresiva de cementos endodónticos la mezcla o contaminación con soluciones o fluidos, como es en una investigación en donde evaluaron los efectos de la contaminación con sangre sobre la resistencia a la compresión y la microestructura de la superficie del Pro Root MTA gris y blanco. Ambos cementos

se mezclaron con agua, pero uno se expuso a agua y el otro fue expuesto a sangre humana, después de 4 días de incubación, las muestras se sometieron a pruebas de resistencia compresiva, en donde concluyen que la resistencia compresiva disminuyó en los cementos que estaban en contacto con sangre (Nekoofar et al., 2010). Sin embargo, hay autores que afirman que éste contacto o contaminación con fluidos no afecta ni modifica la resistencia, para esto se evaluó el efecto de la contaminación con saliva y sangre en la resistencia a la flexión y compresión del cemento Portland y Biodentine, en el estudio se mostró que la contaminación no causa ninguna diferencia significativa en la resistencia a la flexión ni a la compresión. Sin embargo, hubo una diferencia significativa en el tiempo de fraguado. El tiempo de fraguado aumentó en los cementos contaminados con sangre (Alhodiry et al., 2011). Otro estudio que refuta lo anterior ya mencionado es en donde se evaluaron las características de resistencia y adherencia del cemento Pro Root MTA y Biodentine utilizados para reparar perforaciones en furca, contaminados con sangre, para esto se crearon en molares inferiores las perforaciones de 1.3 mm de diámetro y 2 mm de altura y se dividieron en 2 grupos, uno contaminados con sangre y el otro sin contaminación con sangre. Después de 14 días se sometieron a pruebas de empuje de salida y se concluyó que la contaminación con sangre no influye en la resistencia al desalojo de estos cementos (Ustun et al., 2015).

Las propiedades de resistencia compresiva también se pueden ver alteradas si el material se mezcla con una solución o componente que no es el indicado por su fabricante, esto se demostró en un estudio en donde realizaron una comparación de la resistencia compresiva del MTA mezclado con agua destilada, lidocaína al 2% más epinefrina 1: 80,000 y clorhexidina al 2%. Se fabricaron 30 discos de MTA mezclados con las tres sustancias a comparar, se envolvieron en una gasa húmeda por 72 horas para permitir el fraguado y posteriormente se sometieron a fuerzas compresivas con una máquina de ensayo universal. Se concluyó que cuando se combina el MTA con agua destilada, éste presenta mayor resistencia compresiva seguido del grupo de lidocaína al 2% y epinefrina, y por último el grupo de clorhexidina al 2%. Sin embargo, al no detectar diferencias

estadísticamente significativas, es posible que otros materiales puedan ser considerados como agentes de mezcla (Barcha Barreto et al., 2016).

Como los anteriores, varios estudios se han realizado en los que evalúa la resistencia compresiva de cementos a base de silicato tricálcico, analizando sus diferentes propiedades físicas ya que, en situaciones clínicas, estas pueden verse comprometidas al no tener un ambiente ideal, es decir, al haber presencia de diversas soluciones en contacto con los cementos.

II. OBJETIVOS

II.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar cual cemento bioactivo a base de silicato de calcio, posee mayor resistencia compresiva al estar mezclado con solución fisiológica, hipoclorito de sodio al 5.25% o clorhexidina al 2%; MTA Angelus o Biodentine.

II.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Evaluar la resistencia a la compresión que presenta el MTA Angelus posterior a ser mezclado siguiendo las instrucciones del fabricante.
- Evaluar la resistencia a la compresión que presenta el Biodentine posterior a ser mezclado siguiendo las instrucciones del fabricante.
- Evaluar la resistencia a la compresión que presenta el MTA Angelus posterior a ser mezclado con 3 distintas soluciones, solución fisiológica, hipoclorito de sodio al 5.25% o clorhexidina al 2%.
- Evaluar la resistencia a la compresión que presenta el Biodentine posterior a ser mezclado con 3 distintas soluciones, solución fisiológica, hipoclorito de sodio al 5.25% o clorhexidina al 2%.
- Comparar los valores de resistencia a la compresión mostrados por ambos materiales bajo las distintas condiciones.

III. METODOLOGÍA

III.1 ESPECÍMENES

III.1.1 Muestras cilíndricas de MTA Angelus y Biodentine

Se realizó un estudio comparativo in vitro mediante la fabricación 16 de bloques cilíndricos con MTA Angelus (Angelus Soluções Odontológicas, Londrina, Brasil) y 16 con Biodentine (Active Biosilicate Technology, Septodont) con el objetivo de determinar su resistencia compresiva (capacidad de un material para resistir la presión dirigida axialmente generando esfuerzo de compresión como resultado de la fuerza ejercida). Para lo cual, los criterios de inclusión fueron: bloques cilíndricos de Biodentine o de MTA con medidas de 6 mm de diámetro y 12 de alto. Los criterios de exclusión fueron: bloques cilíndricos que presentaron fracturas o burbujas. Los criterios de eliminación fueron: bloques cilíndricos en los cuales no fue posible evaluar las variables de interés.

III.1.2 Elaboración de moldes

Para este estudio se realizaron moldes para estandarizar las muestras de 6mm de diámetro y 12 mm de altura, esto basado en la norma ISO 6876 de la organización internacional de estandarización (ISO, 2001), para ello se utilizaron unos popotes (Figura 1A), cuyo diámetro era de 6 mm y fue medido con un calibrador milimétrico (Figura 1B), estos popotes se cortaron de la forma más recta posible con una hoja de bisturí #15 a 13 mm de alto (Figura 1C), esto para dar un margen de 1 mm por cualquier discrepancia durante el corte, y así mismo se cortaron 40 moldes con iguales longitudes y se marcaron con un plumón indeleble para no confundir posteriormente las muestras (Figura 1D y E).

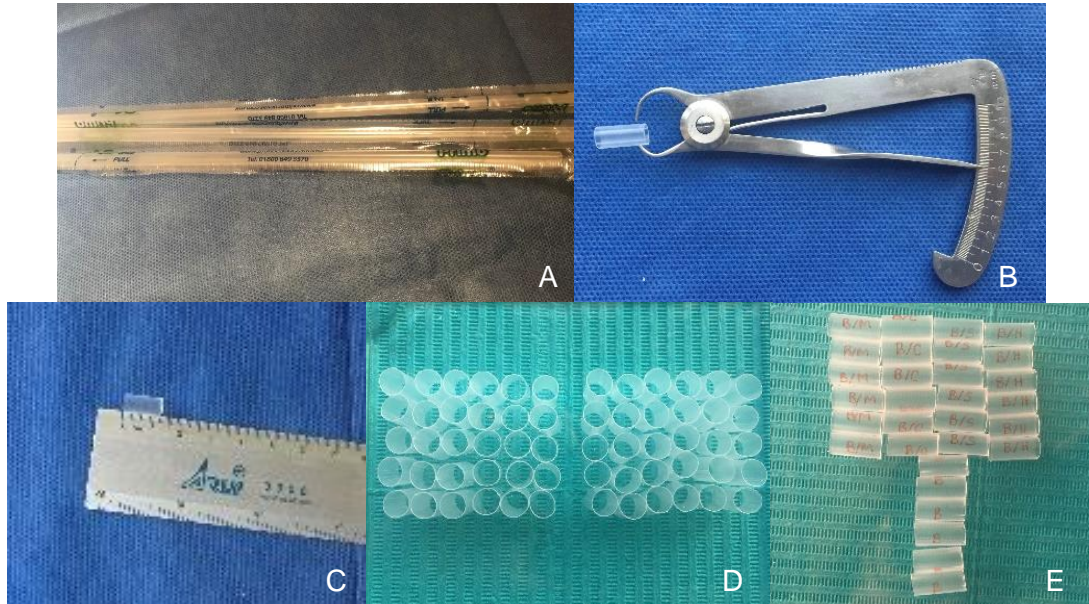


Figura 1 Elaboración de moldes; A) Popotes, B) Medición de diámetro, C) Medición de altura, D) Moldes cortados, E) Moldes categorizados en grupos.

III.1.3 Elaboración de las muestras de MTA Angelus

Primero se esterilizo la loseta de vidrio, la espátula, el porta amalgama y el condensador para amalgama, se elaboraron primero los 4 cilindros del grupo control de MTA Angelus mezclándolo como lo indica el fabricante y en las condiciones más asépticas posibles, colocando 3 porciones de polvo con el aplicador y 3 gotas de agua destilada sobre la loseta de vidrio (Figura 2A) y se espatuló hasta obtener una consistencia homogénea (Figura 2B); con ayuda del porta amalgama se llevó el MTA Angelus dentro de los moldes plásticos que se colocaron sobre la loseta que tiene una superficie plana, para así obtener una base recta (Figura 2C) y se condensó para asegurar que no quedaran espacios vacíos o burbujas (Figura 2D), finalmente se limpió la superficie del molde con una torunda de algodón estéril (Figura 2E); este procedimiento se repitió hasta haber llenado 4 moldes con MTA Angelus.

Para el segundo grupo se repitió el procedimiento pero realizando una modificación al mezclar el MTA, además de agregar 3 porciones de polvo y 3 gotas de agua destilada se le agrego 3 microlitros (ul) de solución fisiológica a la mezcla

por cada porción de MTA Angelus, colocando en total 9 ul por las 3 porciones de MTA para cada muestra, con ayuda de una micropipeta (Science Med, Finland technology 2-20 ul) y de una punta desechable para micropipeta (Figura 2F); se mezcla hasta obtener una consistencia homogénea y se llenaron los moldes colocados sobre la loseta para obtener una base recta y se condensaron para asegurar que no quedaran espacios vacíos, finalmente se limpiaron las superficies de los moldes con torundas de algodón estériles; este procedimiento se repitió hasta haber llenado 4 moldes con MTA Angelus mezclados con solución fisiológica.

Para el grupo tres se llevó a cabo el mismo procedimiento, pero en lugar de agregar 3 ul de solución fisiológica se le agregaron 3 ul de hipoclorito de sodio al 5.25% por cada porción de MTA Angelus (Figura 2G) y para el grupo cuatro se agregaron 3 ul de clorhexidina al 2% por cada porción de MTA Angelus (Figura 2H).

Teniendo los cilindros de MTA Angelus con sus diferentes modificaciones en cuanto a la mezcla ya elaborados (Figura 2I) y aun en el molde se colocaron en gasas húmedas y se almacenaron por 72 horas a temperatura ambiente en un recipiente para permitir su fraguado total (Figura 2J Y K).

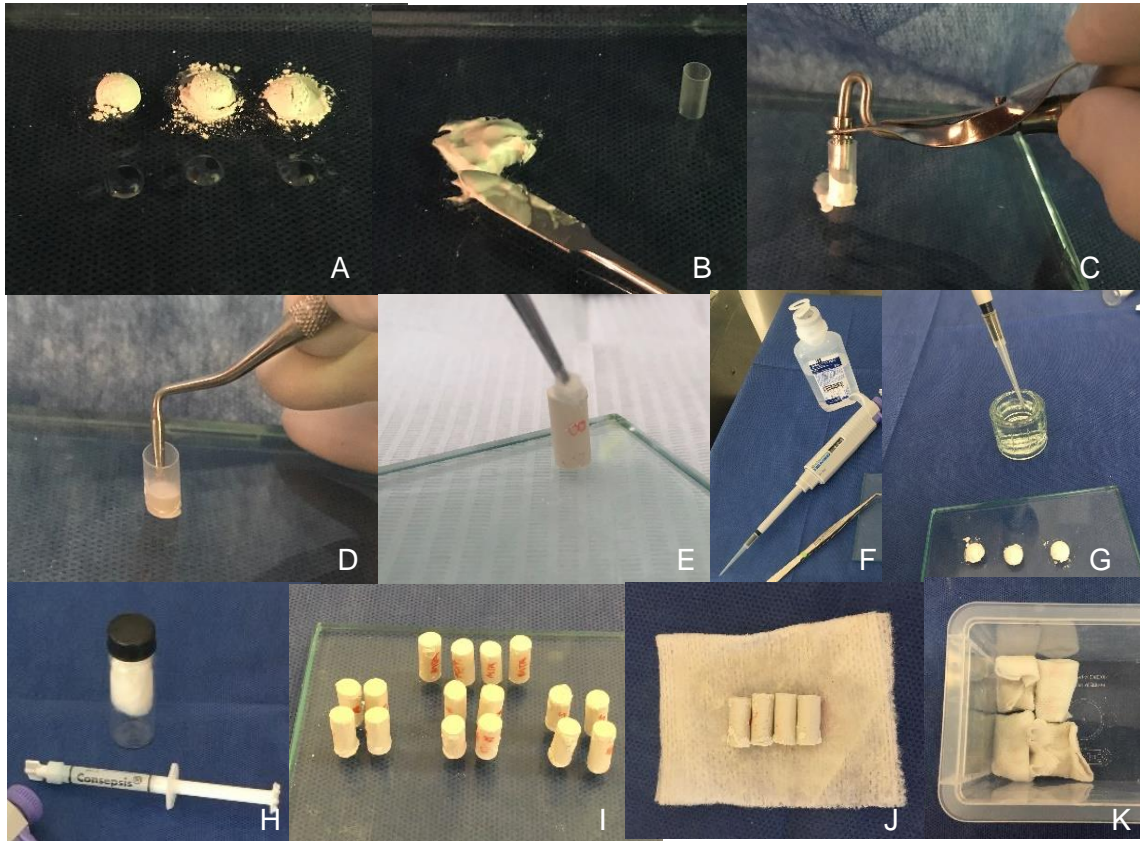


Figura 2 Elaboración de las muestras de MTA Angelus; A) Porciones de MTA Angelus y agua destilada, B) Mezcla homogénea de MTA Angelus, C) Llenado de los moldes con porta malgama, D) Condensación de MTA Angelus, E) Limpieza de la superficie de la muestra, F) Solución fisiológica y micropipeta con su punta desechable, G) Hipoclorito de sodio al 5.25%, H) Clorhexidina al 2%, I) Muestras de MTA Angelus categorizadas en grupos, J) Colocación de muestras en gasas húmedas, K) Almacenamiento de muestras.

III.1.4 Elaboración de las muestras de Biodentine

Al igual que con los grupos de MTA, se esterilizó la loseta, la espátula, el porta amalgama y el condensador, y se procedió a realizar primero el grupo control de Biodentine mezclándolo como lo indica el fabricante, para esto se le agregaron 5 gotas del líquido a la capsula que contenía el polvo y se mezcló con un amalgamador por 30 segundos a 4000 rpm (revoluciones por minuto) (Figura 3A y B). Posteriormente, con el porta amalgama se llevó a los moldes de plástico colocados sobre una loseta para obtener una superficie completamente plana y con ayuda de un condensador se adaptó al fondo y paredes del molde hasta llenarlo y cuidando así no dejar espacios vacíos o burbujas (Figura 3C y D); y para finalizar

se limpió la superficie de las muestras con una torunda de algodón estéril (Figura 3E). De la misma manera se elaboraron 4 bloques cilíndricos de Biodentine (Figura F).

Para el segundo grupo de Biodentine se repitió el procedimiento pero además de agregar a la capsula que contenía el polvo las 5 gotas del líquido, se le agregó 14.7 ul de solución fisiológica a la capsula, con ayuda de una micropipeta (Science Med, Finland technology 2-20 ul) y de una punta desechable para micropipeta (Figura G); para las muestras de Biodentine se agregó estos ul ya que cada muestra de MTA estaba conformada por 142.85mg de polvo y cada capsula de Biodentine está conformada por 700mg de polvo, con una regla de 3 se determinó cuantos microlitros había que agregársele. Se mezcló con un amalgamador por 30 segundos a 4000 rpm. Posteriormente, con el porta amalgama se llevó a los moldes de plástico colocados sobre una loseta y se condensa para no dejar espacios vacíos; y al finalizar se limpió la superficie de las muestras con torundas de algodón estéril. De la misma manera se elaboraron 4 bloques cilíndricos de Biodentine. Este procedimiento se repitió hasta haber llenado 4 moldes con Biodentine mezclados con solución fisiológica.

Para el grupo tres de Biodentine se llevó a cabo el mismo procedimiento, pero en lugar de agregar 14.7 ul de solución fisiológica se le agregaron 14.7 microlitros de hipoclorito de sodio al 5.25% a cada capsula de Biodentine y para el grupo 4 se agregaron 14.7 ul de clorhexidina al 2% a cada capsula de Biodentine.

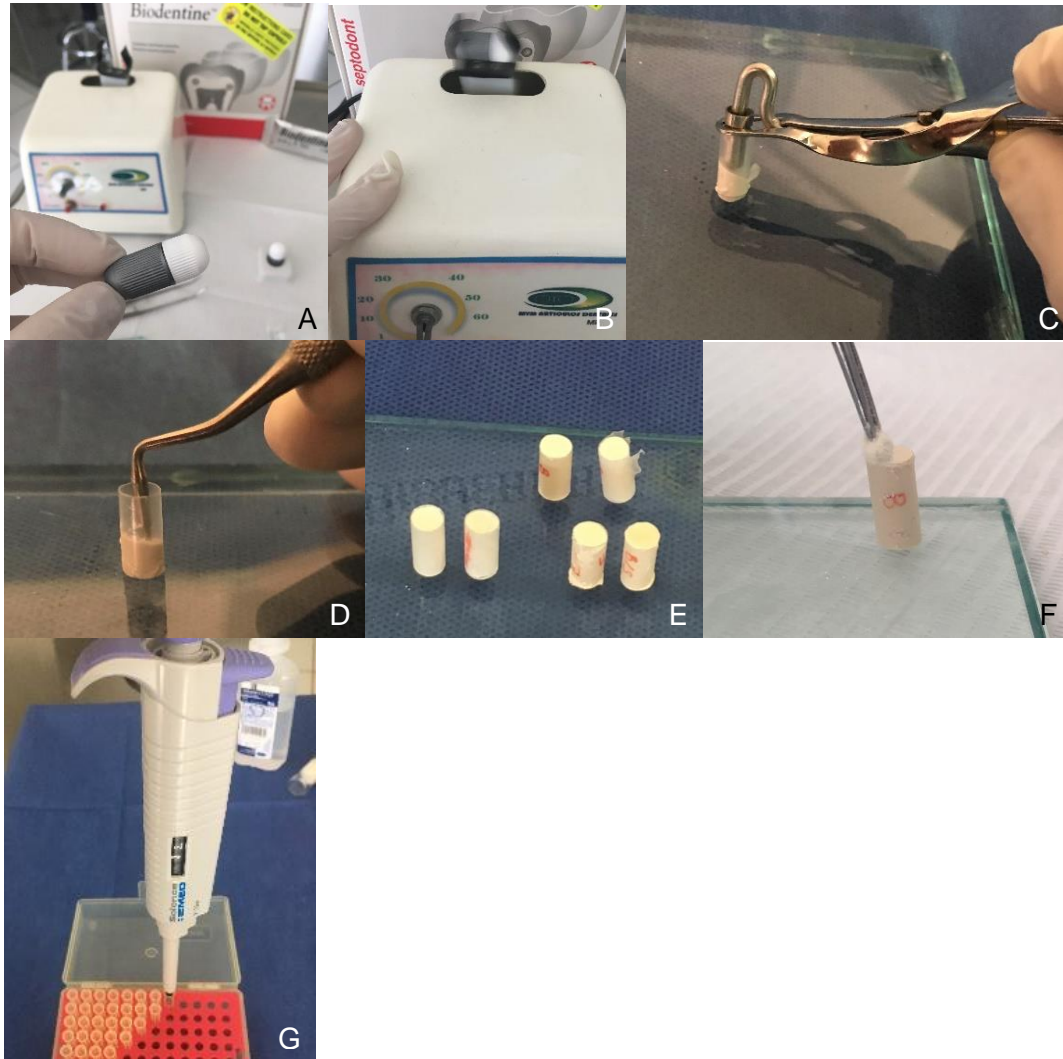


Figura 3 Elaboración de las muestras de Biodentine; A) Capsula de Biodentine, B) Mezcla de líquido-polvo de Biodentine, C) Llenado de los moldes con porta malgama, D) Condensado del material, E) Limpieza de la superficie de la muestra, F) Muestras de grupo control de Biodentine, G) Micropipeta y punta desechable.

III.1.5 Estandarización de las muestras

Teniendo ya todas las muestras elaboradas, tanto de Biodentine como de MTA Angelus; Se sacaron los cilindros de los moldes realizando una muesca en el molde con una hoja de bisturí #15 (Figura 4A, B y C) y se midió nuevamente con un calibrador milimétrico el diámetro para verificar que era el indicado en todas las muestras (6mm). La altura variaba un poco ya que algunos median 12.5 mm y otros 13 mm, para estandarizar las muestras se colocó sobre una loseta de superficie

plana una lija del #150 y se desgasto un poco la superficie para obtener que todas las muestras tuvieran la altura de 12 mm (Figura 4D), teniendo elaborados los 32 cilindros se analizaron cuidadosamente para descartar que los que tuvieron burbujas o grietas que pudieran modificar el resultado.

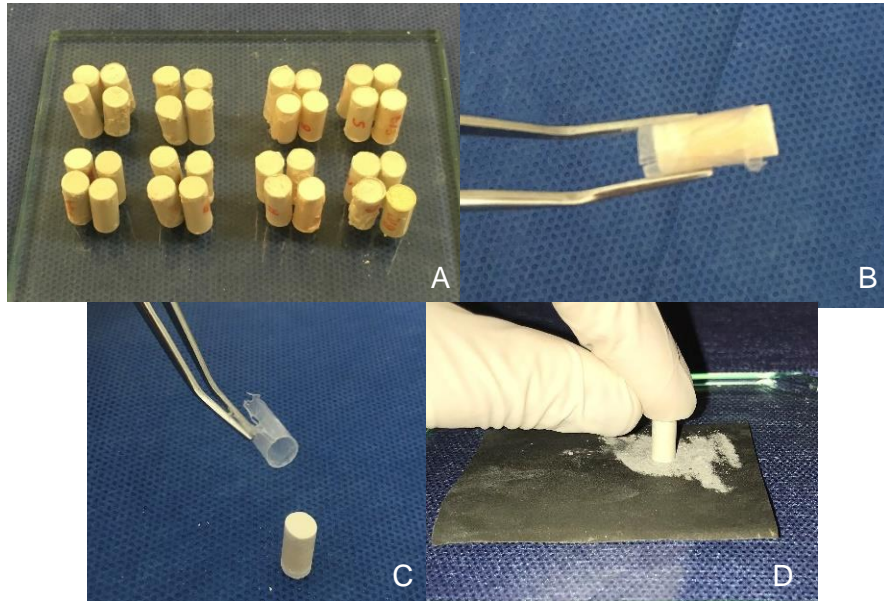


Figura 4 Estandarización de las muestras; A) Muestras de MTA Angelus y Biodentine elaboradas, B) Elaboración de ranura en el molde, C) Muestra fuera del molde D) Desgaste de muestras para estandarizar.

III.1.6 Almacenamiento de muestras

Las muestras se almacenaron en tubos para centrifuga en los cuales para obtener un ambiente húmedo se colocó 8 ml de agua destilada distribuyéndola de tal forma que no estuviera en contacto directo con las muestras; para esto se colocaron 4 ml de agua destilada en el fondo del tubo y se colocó una torunda de algodón en la cual el agua quedo embebida, después se colocaron las 4 muestras de cada grupo y se colocó otra torunda encima con otros 4 ml de agua destilada (Figura 5A), los tubos se cerraron y se etiquetaron de acuerdo a la muestra que contenía cada uno. Este procedimiento se repitió para cada uno de los grupos tanto de MTA Angelus como de Biodentine (Figura 5B). Y se colocaron en una incubadora a 36° C durante 28 días (Figura 5C).

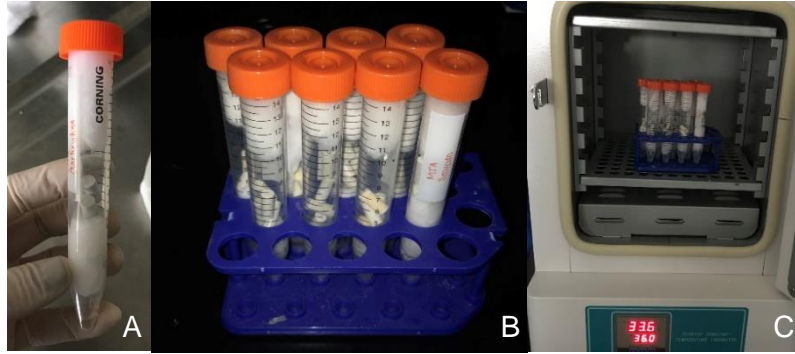


Figura 5 Almacenamiento de las muestras; A) Colocación de muestras en tubos y etiquetado, B) Muestras de MTA Angelus y Biodentine etiquetadas, C) Muestras colocadas en incubadora a 36°C.

III.2 MEDICIONES Y ANÁLISIS

A los 28 días se sacaron los cilindros de la incubadora y se sometieron cada uno a una carga de resistencia compresiva con la utilización de una maquina universal de pruebas (CMS Metrology 21559044, STC-500kg) (Figura 6A), la cual cuenta con una base en la que se colocó el cilindro de cemento y se ejerció una fuerza compresiva sobre este con una velocidad de 1 mm/min de acuerdo a lo recomendado por la ISO (49) (Figura 6B y C); la maquina está conectada a una computadora en la que por medio de un software se registraron los datos en forma de graficas en donde marca y mide exactamente a qué fuerza el material sufre cambios (Figura 6D y F). El procedimiento se repitió con cada una de las muestras. Gracias a este software se pudo determinar el punto exacto en el que el material se fracturo y los datos se registraron en MPa y N.

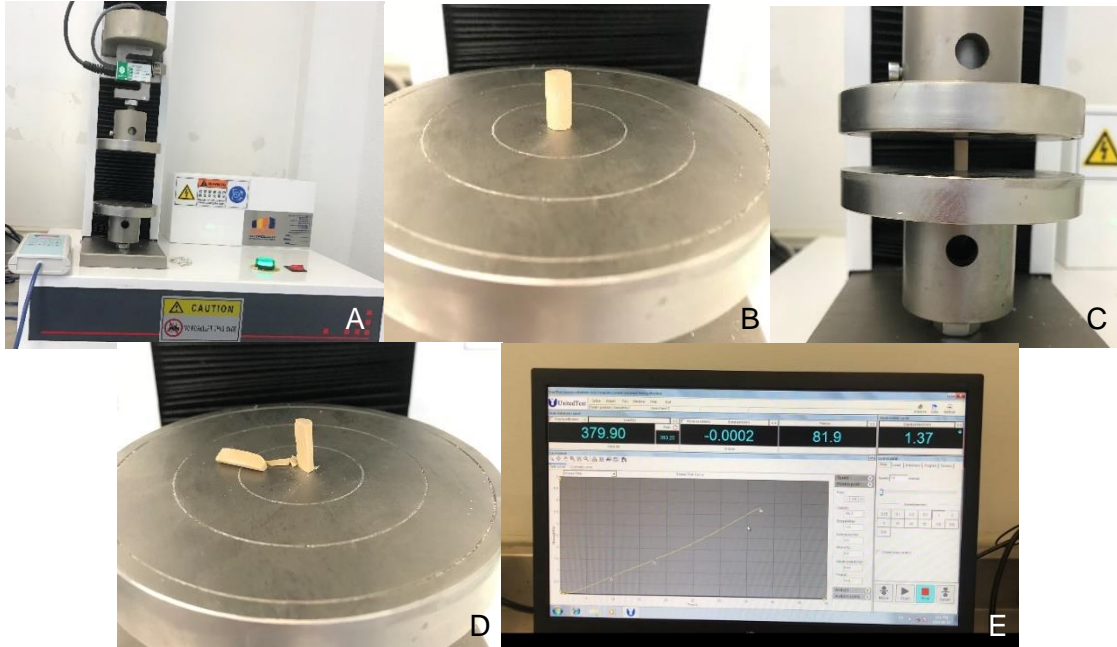


Figura 6 Prueba de resistencia compresiva; A) Maquina universal de pruebas, B) Colocación de la muestra, C) Aplicación de fuerza compresiva, E) Muestra en su punto de fractura, F) Software.

III.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos obtenidos de cada grupo se expresaron en valores cuantitativos y la información se procesó en el programa de Excel 2016, 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 $P < 0.05$.

IV. RESULTADOS

En la tabla 1 se muestra la media y desviación estándar de la resistencia compresiva de las muestras de cemento de Biodentine a los 28 días después de su elaboración, en donde se observa que la resistencia compresiva de Biodentine fue mayor en el grupo control (381.1 ± 8.9) y al mezclarlo con soluciones diferentes se ve afectada su resistencia compresiva, como se observa en el grupo de Biodentine con clorhexidina en el que se presenta la mayor disminución de resistencia compresiva (289.8 ± 8.7). Se puede observar que en los grupos de Biodentine mezclado con otras sustancias hay cambios estadísticamente significativos en su resistencia compresiva (<0.0001).

Para las muestras de cemento de MTA se observan los valores de media y desviación estándar de resistencia compresiva a los 28 días después de su elaboración en la tabla 2, en donde se puede ver que no hubo una diferencia significativa (0.1858) en la disminución de la resistencia compresiva sin importar con cuál de las tres soluciones fuera mezclado el cemento; sin embargo la tabla 3 de acuerdo al análisis estadístico de los datos con respecto a los dos cementos utilizados y mezclados con diferentes soluciones mostro que la resistencia a la compresión del cemento de Biodentine fue significativamente mayor que la del MTA (<0.0001); pero el MTA presenta menos cambios en cuanto a disminución de resistencia compresiva que los grupos de Biodentine.

Tabla 1. Comparación de los valores de resistencia compresiva (MPa) de las cuatro mezclas de Biodentine a los 28 días después de la elaboración.

Grupo	B/control n=3	B/solución n=4	B/hipoclorito n=4	B/clorhexidina n=4	Valor p*
	$\bar{X} \pm DE$				
	(Rango)				
Resistencia	381.1 ± 8.9	343.9 ± 13.2	310.2 ± 18.4	289.8 ± 8.7	< 0.0001
Compresiva	(373.2 - 390.9)	(331.6 - 361)	(289.5 - 327.6)	(278.9 - 300.3)	

B/control: Grupo control de Biodentine, B/solución: Biodentine mezclado con solución, B/hipoclorito: Biodentine mezclado con hipoclorito, B/clorhexidina: Biodentine mezclado con clorhexidina, \bar{X} :Media, DE: Desviación estándar, *Análisis de varianza ANOVA.

Tabla 2. Comparación de los valores de resistencia compresiva (MPa) de las cuatro mezclas de MTA Angelus a los 28 días después de la elaboración.

Grupo	MTA/control	MTA/solución	MTA/hipoclorito	MTA/clorhexidina	Valor p*
	n=4	n=3	n=4	n=4	
	$\bar{X} \pm DE$				
	(Rango)				
Resistencia compresiva	252.7 ± 29.6 (210.1 - 276.3)	226.3 ± 23.6 (200 - 245.7)	212.6 ± 30 (178.9 - 240.2)	245.6 ± 18.8 (220.5 - 265.7)	0.1858

MTA: Mineral trióxido agregado, MTA/control: Grupo control de MTA, MTA/solución: MTA mezclado con solución, MTA/hipoclorito: MTA mezclado con hipoclorito, MTA/clorhexidina: MTA mezclado con clorhexidina, \bar{X} :Media, DE: Desviación estándar, *Análisis de varianza ANOVA.

Tabla 3. Comparación de los valores de resistencia compresiva (MPa) de las cuatro mezclas de Biodentine y cuatro de MTA Angelus a los 28 días después de la elaboración.

Grupo	B/control vs	B/solución vs	B/hipoclorito vs	B/clorhexidina vs
	MTA/control	MTA/solución	MTA/hipoclorito	MTA/clorhexidina
	n=3 vs 4	n=4 vs 3	n=4 vs 4	n=4 vs 4
	$\bar{X} \pm DE$			
	(Rango)			
Resistencia Compresiva	381.1 ± 8.9 (373.2 - 390.9)	343.9 ± 13.2 (331.6 - 361)	310.2 ± 18.4 (289.5 - 327.6)	289.8 ± 8.7 (278.9 - 300.3)
	vs	vs	vs	vs
	252.7 ± 29.6 (210.1 - 276.3)	226.3 ± 23.6 (200 - 245.7)	212.6 ± 30 (178.9 - 240.2)	245.6 ± 18.8 (220.5 - 265.7)
Valor p*	<0.0001			

B/control: Grupo control de Biodentine, B/solución: Biodentine mezclado con solución, B/hipoclorito: Biodentine mezclado con hipoclorito, B/clorhexidina: Biodentine mezclado con clorhexidina, MTA/control: Grupo control de MTA, MTA/solución: MTA mezclado con solución, MTA/hipoclorito: MTA mezclado con hipoclorito, MTA/clorhexidina: MTA mezclado con clorhexidina, \bar{X} :Media, DE: Desviación estándar, *Análisis de varianza ANOVA.

V. DISCUSIÓN

El éxito de un material radica en la capacidad de cumplir su función sin perder sus propiedades físico-químicas, en la práctica endodóntica clínica es común que se presenten casos en los que es necesario utilizar materiales específicos para ser tratados; uno de estos materiales son los cementos bioactivos a base de silicato de calcio, los cuales se han venido modificando a lo largo del tiempo para eliminar las desventajas que se presentaron en un inicio. Con el desarrollo de nuevos materiales se busca mejorar las características y propiedades que estos presentan para así tener un mejor funcionamiento y proporcionar un pronóstico más predecible en los procedimientos. Los cementos bioactivos a base de silicato de calcio se utilizan para sellar perforaciones, apexificaciones u otros tratamientos en dientes inmaduros, tratar reabsorciones, en cirugías apicales, o como base para sustituir dentina; debido a esto es necesario que el material cumpla con características químicas ideales de biocompatibilidad, pH e inducción de formación de tejido cuando es requerido, además de características físicas o mecánicas como es la resistencia compresiva, esto para evitar que el material se fracture cuando es sometido a fuerzas excesivas, lo que pudiera llevar a una microfiltración causando el fracaso del tratamiento.

Es importante además que estos materiales sean manipulados en las condiciones y medios ideales ya que es así como se ha demostrado que presenta un buen resultado en cuanto a propiedades físico-químicas. Pero se sabe que en ocasiones es complicado contar con un ambiente de trabajo ideal, ya sea por la presencia de algunos fluidos orales como sangre o saliva, o que por un inadecuado manejo del área puede haber restos de algún irrigante en la cavidad o medio en el que se colocan y esto causar una modificación en sus propiedades.

Los resultados de este estudio tuvieron éxito en reflejar una disminución en la resistencia compresiva de ambos cementos bioactivos (MTA Angelus y

Biodentine) al ser mezclados con otra sustancia que no es indicada por el fabricante. Se realizó la aplicación de fuerza compresiva a los 28 días después de la elaboración de las muestras ya que hay un aumento en la resistencia compresiva con el tiempo mostrando una estabilidad después de 21 días, esto fue demostrado por Torabinejad et al. (1995) en un estudio en el que evaluó la resistencia compresiva de varios materiales y demostró que la resistencia compresiva del MTA a las 24 horas fue 40 MPa y a los 21 días era 67.3 MPa; Lo anterior fue reafirmado por otros estudios como el de Islam et al. (2006) en donde se evaluó la resistencia compresiva a los 3 días y a los 28 días y se observó un aumento de 45.84 a 86.02 MPa en MTA blanco.

Sarkar et al. (2005) en su estudio de las propiedades del Biodentine concluyo que la resistencia a la compresión aumenta 100 MPa en la primera hora y 200 MPa en 24 horas y continúa mejorando con el tiempo durante varios días hasta alcanzar 300 MPa después de un mes, lo que asemeja la resistencia compresiva de la dentina natural; esto concuerda con los resultados de este estudio ya que se obtuvieron valores de resistencia compresiva de Biodentine de más de 300 MPa después de 28 días de la elaboración de las muestras.

También se ha demostrado que las presencias de fluidos no influyen en la resistencia compresiva de estos cementos, como fue en un estudio de Subramany y Vasantharajan (2017), en donde analizaron tanto el MTA como el Biodentine a los 3 días de la elaboración de las muestras y determinaron que no hubo diferencia significativa entre las muestras respecto a disminución; al contrario, en las muestras de MTA contaminado con sangre se observó un aumento de la resistencia compresiva.

Además de estudiar el efecto que tienen los fluidos en la resistencia compresiva de estos cementos bioactivos, también se ha investigado los efectos de la adición de otras sustancias en la mezcla tanto de Biodentine como de MTA ya que se sabe que en ocasiones no se logra tener un ambiente adecuado y sin darse cuenta podría quedar partículas de alguna sustancia utilizada como irrigante final, o intencionalmente el operador puede hacer uso de otra sustancia para llevar a cabo

la mezcla y al ser componentes no indicados por el fabricante generan cambios en las propiedades de los cementos.

Un estudio realizado por Grech et al. (2013b), informó que el Biodentine tenía bajo tiempo de fraguado y propiedades mecánicas superiores; esto comparado con el MTA, y al ser el Biodentine más denso, su resistencia compresiva resulta ser mayor. Esto fue respaldado por Camilleri et al. (2013c) quien afirmó que el Biodentine es más denso y menos poroso en comparación con el MTA, lo que llevaría a una menor captación de fluidos y por tanto una mayor resistencia; Lo anterior coincide con lo obtenido en este estudio ya que se observó una resistencia compresiva mucho mayor en las muestras de Biodentine.

En este estudio se analizó el efecto en carácter de resistencia compresiva de la mezcla de Biodentine con otras sustancias (solución fisiológica, hipoclorito de sodio al 5.25% y clorhexidina al 2%) a los 28 días de la elaboración de las muestras, en donde el grupo control mostro una media de resistencia compresiva de 381.1 y se concluyó que la adición de otra sustancia a la mezcla afecta significativamente la resistencia compresiva del Biodentine (tabla 1); el grupo en el que observo una disminución mayor de la resistencia a la compresión fue en el grupo 4 con una media de 289.8 (Biodentine mezclado con clorhexidina al 2%), y el grupo menos afectado fue el grupo 2 con una media de 343.9 (Biodentine mezclado con solución fisiológica); algo parecido fue encontrado en el estudio de Govindaraju et al. (2016) en donde investigo la influencia que tiene la presencia de algún irrigante al estar en contacto con MTA o Biodentine, él los expuso a EDTA, hipoclorito de sodio y solución salina durante 5 minutos y concluyo que en los grupos control la resistencia compresiva fue mayor en el Biodentine que en el MTA y el grupo en el que causo una disminución en la resistencia fue el que se expuso a EDTA..

También se analizó en este estudio el efecto de la mezcla de solución fisiológica, hipoclorito de sodio al 5.25% y clorhexidina al 2% con MTA Angelus a los 28 días de la elaboración de las muestras (tabla 2) en donde no se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos; pero a pesar de eso mostraron una disminución en la resistencia a la compresión, observándose más

afectado el grupo 2 (MTA Angelus mezclado con hipoclorito de sodio al 5.25%); esto concuerda con el estudio de Kogan (2006) en el cual analizó los efectos en las propiedades del MTA al mezclarlos con otros aditivos o sustancias y concluyó que la resistencia compresiva se vio afectada disminuyendo al ser el MTA mezclado tanto con clorhexidina como con hipoclorito de sodio pero mostrando una mayor disminución al mezclarlo con hipoclorito de sodio.

Holt (2007) analizó la capacidad antimicrobiana del MTA y su resistencia compresiva al ser mezclado con agua estéril y con clorhexidina al 2% y sus resultados mostraron que no hubo diferencia significativa, pero a pesar de eso, el MTA mostró una mayor resistencia compresiva cuando se mezcló con agua estéril. Otro autor que obtuvo resultados similares fue Barcha Barreto (2016) en un estudio en donde evaluó la resistencia compresiva del MTA al ser mezclado con agua destilada, lidocaína y clorhexidina al 2% y concluyó que si se afecta esta propiedad mecánica mostrando los valores más bajos de resistencia en el grupo que se mezcló con clorhexidina. Dicha investigación coincide con este estudio al presentarse valores disminuidos en resistencia compresiva en los grupos en los que se mezcló con clorhexidina al 2%, pero no podría compararse en carácter del tipo de sustancia utilizada para la mezcla debido a que se utilizaron más sustancias para el estudio.

Al realizar una comparación de los valores obtenidos entre los grupos de Biodentine con los grupos de MTA Angelus (tabla 3), se encontró una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.0001$); en donde se puede observar que el Biodentine presenta una resistencia compresiva mayor a la que presenta el MTA Angelus; esto concuerda con un estudio comparativo realizado por Septodont (2009) en el que se evaluó la resistencia compresiva del MTA, ionómero de vidrio y Biodentine a diferentes intervalos de tiempo y se observó que fue mayor en el Biodentine (316.4 MPa a los 28 días) y el MTA presentó una resistencia compresiva aún menor que la del ionómero de vidrio (139.9 MPa a los 28 días); en este estudio se concluye que en Biodentine presenta una resistencia a la compresión similar a la que presenta la dentina natural (297 MPa) (O'Brien, 2008). Sin embargo, a pesar de

esto, el Biodentine se resultó más afectado en su resistencia compresiva al ser mezclado con otras sustancias.

Alzraikat et al. (2016) informaron mediante un estudio que realizaron sobre las propiedades del Biodentine y del MTA comparando a diferentes intervalos de tiempo que la resistencia a la compresión del Biodentine es mayor que la del MTA; esto concuerda con los datos obtenidos en este estudio ya que también se obtuvieron valores mayores de resistencia a la compresión en los grupos de Biodentine.

VI. CONCLUSIÓN

Los dos cementos bioactivos utilizados en este estudio presentaron una disminución en su resistencia compresiva cuando se mezclaron con otra sustancia que no era indicada por el fabricante (MTA Angelus presentó una resistencia compresiva menor que el Biodentine, pero al ser mezclados con otras sustancias, el Biodentine presenta mayor cambio en su resistencia compresiva que el MTA Angelus, reflejados en disminución de esta resistencia).

Las diferencias que se encontraron de resistencia compresiva dentro de este estudio para ambos cementos, con respecto a estudios de las propiedades de los cementos a base de silicato de calcio, sugieren que las condiciones del medio en el que se coloquen, así como la sustancia con la que son mezclados, pueden alterar significativamente las propiedades físicas de resistencia compresiva en función del tiempo y el componente de mezcla. Con base en estos resultados se precisa la necesidad de mayores investigaciones con distintos periodos de pruebas y con más sustancias de mezcla, que reflejen la influencia de la resistencia compresiva, así como otras propiedades en el pronóstico de los distintos procedimientos de carácter endodóntico.

VII. REFERENCIAS

- Alhadainy, H.A. and Hinel, V.T. Comparative Study of the Sealing Ability of Light-Cures versus Chemically Cures Materials Placed into Furcation Perforations. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2003; 76, 338-342.
- Antonijevic D, Medigovic I, Zrilic M, Jokic B, Vukovic Z, Todorovic L. The influence of different radiopacifying agents on the radiopacity, compressive strength, setting time, and porosity of Portland cement. Vol. 18, *Clinical Oral Investigations*. 2014; 1597–604.
- A. N. Sawyer, S. Y. Nikonov, A. K. Pancio et al., “Effects of calcium silicate-based materials on the flexural properties of dentin,” *Journal of Endodontics*. 2012; vol. 38, no. 5, pp. 680–683.
- Biodentine Active Biosilicate Technology Scientific File, Septodont, Paris, France. 2009.
- Bolhari B, Ashofteh Yazdi K, Sharifi F, Pirmoazen S. Comparative Scanning Electron Microscopic Study of the Marginal Adaptation of Four Root-End Filling Materials in Presence and Absence of Blood. *J Dent (Tehran)*. 2015; 12(3):226–34. 5
- Chaple, G.A.M., Herrero, H. L. Generalidades del agregado de trióxido mineral (MTA) y su aplicación en odontología. *Acta Odontológica Venezolana*, 2007; 45(3).
- C. Piconi and G. Maccauro, “Zirconia as a ceramic biomaterial,” *Biomaterials*, 1999; vol. 20, no. 1, pp. 1–25.
- C. J. Soares, F. R. Santana, N. R. Silva, J. C. Preira, and C. A. Pereira, “Influence of endodontic treatment on meachanical properties of root dentin, *Journal of Endodontics*, 2007; vol. 33, no. 5, pp. 603–606.

- Demetrio Barcha Barreto, Laura Cristina Cataño Maya, Miguel Ángel Simancas Pallares, Resistencia compresiva del mineral trióxido agregado en combinación con lidocaína o clorhexidina 2%. *Revista ADM*, 2016; 73 (1): 11-16.
- Divya Subramany and Madhusudhan Vasantharajan. Effect of Oral Tissue Fluids on Compressive Strength of MTA and Biodentine: An In vitro Study. *J Clin Diagn Res*. 2017; 11(4): ZC94–ZC96.
- Duarte M, Demarchi A, Yamashita J, Kuga M, Fraga S. pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 95(3): 345-347.
- El Deeb, M.E., El Deeb, M., Tabibi, A. and Jensen, J.R. An Evaluation of the Use of Amalgam, Cavit & Calcium Hydroxide in the Repair of Furcation Perforations. *Journal of Endodontics*, 1982; 8, 459-466.
- Ford TR, Torabinejad M, McKendry DJ, Hong CU, Kariyawasam SP; Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 1995; 79, 756-763.
- F. R. Tay, D. H. Pashley, F. A. Rueggeberg, R. J. Loushine, and R. N. Weller, “Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the Portland cement component of white Mineral Trioxide Aggregate with a phosphate-containing fluid,” *Journal of Endodontics*, 2007; vol. 33, no. 11, pp. 1347–1351.
- Gandolfi, M.G., Taddei, P., Siboni, F., Modena, E., Ciapetti, G. and Prati, C. Development of the foremost light-curable calciumsilicate MTA cement as root-end in oral surgery. Chemical–physical properties, bioactivity and biological behavior. *Dent Mater*, 2011; 27:134-157.
- Gartner AH, Dorn SO. Advances in endodontic surgery. *Dent Clin North Am*. 1992. 36;357-378.

- Govindaraju L, Neelakantan P, Gutmann JL. Effect of root canal irrigating solutions on the compressive strength of tricalcium silicate cements. *Clinical Oral Investigations*, 2016; 21(2):567-571.
- G. E. Doyon, T. Dumsha, and J. A. Von Fraunhofer, "Fracture resistance of human root dentin exposed to intracanal calcium hydroxide," *Journal of Endodontics*, 2005; vol. 31, no. 12, pp. 895–897.
- Hanan Alzraikat, Nessrin A Taha, Azzam Salameh, A comparison of Physical and Mechanical Properties of Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Research in Medical and Dental Science*, 2016; Vol. 4 Issue 2.
- 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): 844-847.
- Hsien H, Cheng Ya, Lee Y, Lan W, Lin W. Repair of Perforating Internal Resorption with Mineral Trioxide Aggregate: A Case Report. *Journal of Endodontics* 2003; 29: 538-539.
- H.-M. Zhou, Y. Shen, Z.-J. Wang et al., "In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material," *Journal of Endodontics*, 2013; vol. 39, no. 4, pp. 478–483.
- International Organization for Standardization, ISO, 6876: Dental Rootsealing Materials, International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 2001.
- Islam I, Chng HK, Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod*. 2006 Mar;32(3):193-7.
- Jew RC, Weine FS, Keene JJ Jr, Smulson MH; A histologic evaluation of periodontal tissues adjacent to root perforations filled with Cavit. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1982; 54, 124-135.

- J. Camilleri, Montesin FE, Juszczak AS, Papaioannou S, Curtis RV, McDonald F, et al. The constitution, physical properties and biocompatibility of modified accelerated cement. *Dent Mater.* 2008; 24:341–50.
- J. Camilleri, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater.* 2013a; 29:580–93.
- J. Camilleri, “Investigation of Biodentine as dentine replacement material,” *Journal of Dentistry*, 2013b; vol. 41, no. 7, pp. 600–610.
- J. Camilleri, L. Grech, K. Galea et al., “Porosity and root dentine to material interface assessment of calcium silicate-based root-end filling materials,” *Clinical Oral Investigations*, 2013c.
- J. Tanalp, M. Karapınar-Kazandağ, S. Dölekoğlu, and M. B. Kayahan, “Comparison of the radiopacities of different root-end filling and repair materials,” *The Scientific World Journal*, 2013; vol. 2013, Article ID 594950, 4 pages.
- Kenneth, J. A., Phillips, ciencia de los materiales dentales. En Phillips ciencia de los materiales dentales. Elsevier. 77. 2004.
- Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod.* 1993; 19(11):541-544
- Lee YL, Lee BS, Lin FH, et al. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials.* 2004; 25(5):787-793.
- L. Han, T. Okiji, and S. Okawa, “Morphological and chemical analysis of different precipitates on mineral trioxide aggregate immersed in different fluids,” *Dental Materials Journal*, 2010; vol. 29, no. 5, pp. 512–517.
- L. Grech, B. Mallia, and J. Camilleri, “Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials,” *International Endodontic Journal*, 2013a; vol. 46, no. 7, pp. 632–641.

- L. Grech, B. Mallia, and J. Camilleri, "Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials," *Dental Materials*, 2013b; vol. 29, no. 2, pp. e20–e28.
- Min KS, Yang SH, Kim EC. The combined effect of mineral trioxide aggregate and enamel matrix derivative on odontoblastic differentiation in human dental pulp cells. *J Endod*. 2009; 35(6):847-851.
- M. B. Kayahan, M. H. Nekoofar, A. McCann et al., "Effect of acid etching procedures on the compressive strength of 4 calcium silicate-based endodontic cements," *Journal of Endodontics*, 2013; vol. 39, no. 12, pp. 1646–1648.
- Nekoofar MH, Stone DF, Dummer PM. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2010; 43:782-91.
- O'Brien W. *Dental Materials and their Selection*. O'Brien W 4th ed. Ed, 2008.
- Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: A comprehensive literature review-Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod*. 2010; 36(1):16-27.
- Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: A comprehensive literature review-part II: leakage and biocompatibility investigations *J Endod*. 2010; 36(2):190-202.
- Paul Kogan, Jianing He, Gerald N. Glickman and Ikuya Watanabe, The Effects of Various Additives on Setting Properties of MTA. *J Endod* 2006; 32:569 –572.
- Perinpanayagam H. Cellular response to mineral trioxide aggregate root-end filling materials. *J Calif Dent Assoc*. 2009; 75(5):369-372.
- Pradelle-Plasse N, Tran XV, Colon P. Physico-chemical properties. In: Goldberg M, editor. *Biocompatibility or cytotoxic effects of dental composites*. Oxford: Coxmoor; 2009. 184–94.

- Prasad A, Pushpa S, Arunagiri D, Sawhny A, Misra A, Sujatha R. A comparative evaluation of the effect of various additives on selected physical properties of white mineral trioxide aggregate. Vol. 18, Journal of conservative dentistry, 2015; JCD. 237–41.
- Rao A, Rao A, Ramya Shenoy R. Mineral trioxide aggregate—a review. J Clin Pediatr Dent. 2009; 34(1):1-8.
- Roland R. Lemon: Non – surgical repair of perforation defects. Dental Clinics of North America, 1998; 36(2): 441-457.
- Saghiri M-A, 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 y cirugía bucal. 2013; 18(4): e714–20.
- Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Base fisicoquímica de las propiedades biológicas del agregado de trióxido mineral. J Endod. 2005; 31 (2): 97-100.
- Shipper G, Grossman ES, Botha AJ, Cleaton-Jones PE. 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. 2004; 37(5):325-336.
- Sinai, I. Endodontic Perforations: Their Prognosis and Treatment. Journal of the American Dental Association, 1997; 95, 90-95.
- Song JS, Mante FK, Romanow WJ, Kim S. Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white Pro Root MTA, and gray MTA-Angelus. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006; 102(6):809-815.
- Suri NK, Nikhil V, Jha P, Jaiswal S. Evaluation of effect of addition of 2% chlorhexidine on the sealing ability of Biodentine: An in vitro study. Vol. 18, Journal of Conservative Dentistry. 2015. 479–82.

- S. Koubi, H. Elmerini, G. Koubi, H. Tassery, and J. Camps, "Quantitative evaluation by glucose diffusion of microleakage in aged calcium silicate-based open-sandwich restorations," *International Journal of Dentistry*, 2012; ID 105863.
- Torabinejad M, Hong C, McDonald F, Pitt Ford T. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics* 1995a; 21 (7): 349-253.
- Torabinejad M, Rastegar AF, Kettering JD, Pitt Ford TR; Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod*, 1995b; 21: 109-112.
- Üstün Y, Topçuoğlu HS, Akpek F, Aslan T. The effect of blood contamination on dislocation resistance of different endodontic reparative materials. Vol. 57. 2015. 185–90.
- Vanderweele RA, Schwartz SA, Beeson TJ; Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *J Endod*, 2006; 32, 421-424.
- V. Aggarwal, M. Singla, S. Miglani, and S. Kohli, "Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair," *Journal of Conservative Dentistry*, 2013; vol. 16, no. 5, pp. 462–465.
- Vargas JW, Liewehr FR, Joyce AP, Runner RR. A comparison of the in vitro retentive strength of glass-ionomer cement, zinc-phosphate cement, and mineral trioxide aggregate for the retention of prefabricated posts in bovine incisors. *J Endod*. 2004; 30(11):775-777.
- W. Alhodiry* MFL and RGC. Effect of saliva and blood contamination on the bi-axial flexural strength and setting time of two calcium-silicate based cements: Portland cement and biodentine. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2011; 22(2):1–4.

Yan P, Peng B, Fan B, et al. The effects of sodium hypochlorite (5.25%), Chlorhexidine (2%), and Glyde File Prep on the bond strength of MTA-dentin. *J Endod.* 2006; 32(1):58-60.

Z. Luo, D. Li, M. R. Kohli, Q. Yu, S. Kim, and W. X. He, "Effect of Biodentine on the proliferation, migration and adhesion of human dental pulp stem cells," *Journal of Dentistry*, 2014; vol. 42, no. 4, pp. 490–497.