



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO
FACULTAD DE MEDICINA
ESPECIALIDAD DE ENDODONCIA



EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA DE ADHESIÓN A LA DENTINA DE TRES
CEMENTOS SELLADORES BIOCERÁMICOS MEDIANTE LA PRUEBA PUSH-
OUT

TESIS

QUE COMO PARTE DE LOS REQUISITOS PARA OBTENER EL DIPLOMA DE:

ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

RESIDENTE:

C.D. KAREN GUADALUPE REYES MARTÍNEZ

DIRECTOR DEL PROYECTO:

E.E.M.O. SANTIAGO ANDARACUA GARCÍA

SANTIAGO DE QUERÉTARO, JUNIO 2020



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Endodoncia

“EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA DE ADHESIÓN A LA DENTINA DE TRES CEMENTOS SELLADORES BIOCERÁMICOS MEDIANTE LA PRUEBA PUSH-OUT”

Tesis

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

Presenta:

C.D. Karen Guadalupe Reyes Martínez

Dirigido por:

E.E.M.O. Santiago Andaracua García

E.E.M.O Santiago Andaracua García
Presidente

C.D.E.E Irak Villarreal Vera
Secretario

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

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

C.D.E.E María Yolanda Elisa López Gómez
Suplente

Centro Universitario, Querétaro, Qro.
Junio 2020
México

Resumen

Introducción: La obturación tridimensional del sistema de conductos radiculares debe ser mediante el uso de un cemento sellador en conjunto con un núcleo sólido e impermeable (gutapercha), donde el sellador se utilice principalmente para llenar los espacios entre las paredes del conducto y los conos de gutapercha debido a que no tiene ninguna adhesión a la superficie de la dentina, por lo que el sellador debe presentar un flujo adecuado para llenar los vacíos entre los conos de gutapercha y las paredes del conducto con resistencia de unión a la dentina radicular. Características de los cementos biocerámicos: biocompatibilidad, no tóxicos, no se contraen, químicamente estables dentro del entorno biológico, capacidad de fraguado para formar hidroxiapatita y permitir la unión mecánica entre dentina y material de relleno. **Objetivo:** Conocer y comparar la resistencia de adhesión a la dentina de tres cementos selladores biocerámicos (Endosequence Bc Sealer®, MTA Fillapex® y Bio-C Sealer®) mediante la prueba push-out utilizando la máquina universal de pruebas (CMS Metrology 21559044, STC-500kg). **Material y Métodos:** Estudio comparativo cuantitativo experimental *in vitro*, con una muestra de 63 Incisivos Centrales Superiores unirradiculares (ICS), se formaron tres grupos con 21 muestras cada uno utilizando: 1. Endosequence Bc Sealer®, 2. MTA Fillapex® y 3. Bio-C Sealer®. Se marcó una línea en la unión amelocementaria y otra línea 2 mm hacia ápice de la primera línea, ambas líneas se cortaron. Los especímenes se instrumentaron con fresas Gates Glidden y Drills Parapost color negro de 1.5 mm de diámetro, se fabricaron 21 láminas de acrílico para cada grupo. Se obturaron los grupos con los cementos Endosequence Bc Sealer®, MTA Fillapex® y Bio-C Sealer®. Se incubaron las muestras a temperatura constante de 36°C durante 7 días. Se sometieron las muestras a resistencia en la máquina universal de prueba, velocidad 1 mm/min hasta desalojar el cemento de las paredes del conducto. **Estadística:** análisis de varianza ANOVA y prueba de Tukey post hoc, la significancia estadística $P < 0.0001$. **Resultados:** El cemento Bio-C Sealer® presentó mayor resistencia a la fuerza de adhesión de la dentina en comparación los cementos Endosequence Bc Sealer® y MTA Fillapex®. **Conclusiones:** Los cementos biocerámicos tienen un futuro muy promisorio en su aplicación para la terapia endodóntica, avalado por propiedades como excelente material de obturación, se necesita mayor evidencia científica y seguimiento clínico. **(Palabras clave:** Cementos selladores biocerámicos, Técnica Push-out, Técnica de expulsión, Cemento Endosequence Bc Sealer®, Cemento MTA Fillapex®, Cemento Bio-C Sealer®).

Summary

Introduction: The three-dimensional obturation of the root canal system should be through the use of a sealing cement in conjunction with a solid and waterproof core (gutta-percha), where the sealant is mainly used to fill the spaces between the root canal walls and the gutta-percha cones due because it does not have any adhesion to the dentin surface, the sealer must present an adequate flow to fill the voids between the gutta-percha cones and the canal walls with bond strength to the root dentin. Characteristics of bioceramic cements: biocompatibility, non-toxic, non-shrink, chemically stable within the biological environment, ability to set to form hydroxyapatite and allow mechanical bonding between dentin and filler material. **Objective:** The objective of this study was to know and compare the dentin adhesion resistance of three bioceramic sealant cements (Endosequence Bc Sealer®, MTA Fillapex® and Bio-C Sealer®) by means of the push-out test using the universal testing machine (CMS Metrology 21559044, STC- 500kg). **Material and methods:** A vitro experimental quantitative comparative study, with a sample of 63 single-root superior central incisors (ICS), three groups were formed with 21 samples each using: 1. Endosequence Bc Sealer®, 2. MTA Fillapex® and 3. Bio-C Sealer®, a line was marked at the amelocementary junction and another line 2 mm to the apex of the first line, both lines were cut. The specimens were instrumented with Gates Glidden burs and Drills Parapost black 1.5 mm in diameter, 21 acrylic sheets were made for each group. The groups were sealed with Endosequence Bc Sealer®, MTA Fillapex® and Bio-C Sealer® cements. Samples were incubated at a constant temperature of 36 ° C for 7 days. The samples were subjected to resistance in the universal test machine, speed 1 mm / min until the cement was dislodged from the duct walls. **Statistics:** ANOVA analysis of variance and Tukey post hoc test, statistical significance $P < 0.0001$. **Results:** Bio-C Sealer® cement showed greater resistance to the bond strength of dentin compared to Endosequence Bc Sealer® and MTA Fillapex® cements. **Conclusions:** Bioceramic cements have a very promising future in their application for endodontic therapy, backed by properties such as excellent filling material, more scientific evidence and clinical follow-up are needed. **(Key words:** Bioceramic sealing cements, Push-out technique, Expulsion technique, Endosequence Bc Sealer® Cement, MTA Fillapex® Cement, Bio-C Sealer® Cement).

Dedicatorias

A mis padres Patricia Martínez Cortes y J Guadalupe Reyes Sánchez, mis hermanas, cuñados y sobrinos que 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 a seguir luchando por mis metas e ideales.

Dirección General de Bibliotecas UNQ

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. Santiago Andarácua García por su aportación, patrocinio y comentarios para guiarme en este trabajo de investigación, y al Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez por su infinita paciencia y sus valiosas aportaciones y conocimientos científicos y metodológicos para el desarrollo de esta tesis.

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.

Karen Guadalupe Reyes Martínez

Índice

Contenido	Página
Resumen	i
Summary	ii
Dedicatorias	iii
Agradecimientos	iv
Índice	v
Índice de cuadros y figuras	vi
Abreviaturas y Siglas	vii
I. Introducción	1
II. Antecedentes	4
III. Fundamentación Teórica	7
III.1 Adhesión Dental	7
III.7 Cementos selladores biocerámicos	15
III.7.1 Cemento Sellador EndoSequence BC Sealer®	15
III.7.2 Cemento Sellador MTA Fillapex®	16
III.7.3 Cemento Sellador BIO-C Sealer®	17
IV. Hipótesis	18
V. Objetivos	19
V.1 Objetivo General	19
V.2 Objetivos Específicos	20
VI. Material y Métodos	21
VI.1 Tipo de investigación	21
VI.2 Unidad de análisis	21
VI.3 Muestra	21
VI.4 Técnicas e Instrumentos	22
VI.5 Procedimientos	22
VII. Resultados	29
VIII. Discusión	32
IX. Conclusiones	34
IX. Propuestas	35
X. Bibliografía	36

Índice de cuadros y figuras

Cuadro		Página
Tabla 1.	Comparación de los valores de resistencia al cizallamiento (Mpa) de cementos selladores mezclados en condiciones óptimas según el fabricante después de 7 días de incubación	30
Gráfica 1.	Gráfica de comparación de resistencia a la adhesión (Mpa) de tres cementos selladores biocerámicos mediante la prueba push-out.	29

Índice de figuras

Figura		Página
1	Cementos Selladores Biocerámicos	22
2	Sección, medición y molde de metal para fabricar láminas de acrílico	23
3	Preparación de las muestras	24
4	Los tres grupos de cementos selladores biocerámicos	25
5	Almacenamiento de las muestras	26
6	Maquina universal de pruebas	27

Abreviaturas y Siglas

1. Incisivos Centrales Superiores, (ICS).
2. Milímetros, (mm).
3. Prueba de expulsión, (Test Push-out).
4. Endosequence Bc Sealer®, MTA Fillapex® y Bio-C Sealer®. (Cementos Biocerámicos).

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Introducción

La obturación tridimensional del sistema de conductos radiculares debe ser mediante el uso de un cemento sellador en conjunto con un núcleo sólido e impermeable denominado gutapercha, donde el sellador se utilice principalmente para llenar los espacios entre las paredes del conducto y los conos de gutapercha debido a que no tiene ninguna adhesión a la superficie de la dentina, por lo que el sellador debe presentar un flujo adecuado para llenar los vacíos entre los conos de gutapercha y las paredes del conducto con resistencia de unión a la dentina radicular contribuyendo a la calidad de sellado y a su vez eliminando las discrepancias, tales como ranuras y depresiones laterales que no pueden ser rellenadas, así como la obturación de conductos laterales evitando microfiltraciones y contaminación bacteriana ya que la actividad antimicrobiana juega un papel importante en la eficacia de un sellador endodóntico durante obturación del conducto radicular (Amin et al., 2012).

Anusavice (1996) define la adhesión como la fuerza que une dos sustancias que entran en contacto íntimo, y especifica que la adhesión es el resultado de la atracción entre las moléculas. Un mejor término para este proceso podría ser "unión mecánica", lo que implica que la unión entre las sustancias no es causada por atracción molecular pero sí por retención mecánica (Ungor et al., 2006).

La adhesión a la dentina es una propiedad esencial de los cementos selladores para el tratamiento del conducto, una mayor fuerza de unión disminuye las filtraciones y mejora la estabilidad del material de obturación en el conducto radicular. Se han desarrollado durante muchos años, materiales y técnicas para evaluar la fuerza de adhesión o unión a la dentina en odontología; existen algunos estudios en donde se han utilizado varias pruebas para evaluar la resistencia y/o fuerza de adhesión de los cementos endodónticos, las más utilizadas son: la resistencia al cizallamiento y la prueba de push-out, ya que los resultados son más precisos y confiables (Forough Reyhani et al., 2014).

Los cementos biocerámicos son biocompatibles, no tóxicos, no se contraen y son químicamente estables dentro del entorno biológico, excelente capacidad durante el proceso de fraguado para formar hidroxiapatita y, en última instancia, una unión entre la dentina y el material de relleno (Candeiro et al., 2012).

Se comparó la capacidad de fuerza de adhesión de tres cementos selladores biocerámicos. El cemento sellador biocerámico EndoSequence BC Sealer® fue desarrollado por Brasseler (USA), está compuesto de óxido de zirconio, silicatos cálcicos, fosfato monobásico de calcio, óxido de Tantalio, hidróxido de calcio y varios agentes obturadores y espesantes. Se distribuye en una jeringa premezclada con puntas intraconducto calibradas. Como sellador hidrofílico utiliza la humedad del conducto para completar la reacción de fraguado y no se contrae al fraguar (Shokouhinejad et al., 2013).

MTA Fillapex® es un sellador endodóntico basado en el Agregado de Trióxido Mineral (MTA), desarrollado por Angelus (Londrina/Parana/Brasil). Es basado en silicato de calcio cuya composición después de la mezcla es básicamente MTA, salicilato de resina, resina natural, bismuto y sílice; presenta suficiente tiempo de trabajo, alta radiopacidad y baja solubilidad proporcionando un sellado a través de la baja expansión de fraguado ya que la alta solubilidad de los materiales de obturación permite su disolución y por lo tanto la formación de espacios dentro y entre el material con las paredes dentinarias que son propensas a aumentar filtración bacteriana (Morgental et al., 2011; Pitt Ford et al., 1995; Silva et al., 2013).

El cemento sellador BIO-C Sealer® fue desarrollado por Angelus (Londrina/Parana/Brasil), es un cemento biocerámico, no resinoso, listo para uso, con un 65% de carga biocerámica en el producto. En su composición presenta Silicato de calcio, aluminato de calcio, óxido de calcio, óxido de zirconio, óxido de hierro, dióxido de silicio y agente de dispersión, se distribuye en una jeringa premezclada con puntas intraconducto calibradas (“www.angelus.ind.br”). Actualmente existen muy pocos estudios que han evaluado la capacidad de fuerza de adhesión de este sellador. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue conocer y

comparar la resistencia de adhesión a la dentina de tres cementos selladores biocerámicos (Endosequence Bc Sealer®, MTA Fillapex® y Bio-C Sealer®) mediante la prueba push-out en la maquina universal de pruebas.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Antecedentes

Sagsen et al.(2011) evaluaron la fuerza de adhesión mediante la prueba push-out de dos nuevos selladores endodónticos a base de silicato de calcio en los conductos radiculares de 30 incisivos centrales superiores extraídos, todos los conductos fueron instrumentados con sistema ProTaper®, utilizando 5 ml de NaOCl al 2,5% entre cada instrumento, y 5 ml de EDTA al 17%. Se dividieron las muestras al azar en 3 grupos, usando la técnica de obturación de condensación lateral fría, para el grupo 1 se colocó cemento AH Plus® con gutapercha, en el grupo 2 cemento I Root SP® con gutapercha y para el grupo 3 se utilizó cemento MTA Fillapex® con gutapercha; se realizaron tres cortes horizontales, con un espesor de 1 mm \pm 0.1 en las partes apical, media y coronal de cada raíz, los especímenes de prueba fueron sometidos al método de prueba push-out usando una máquina de prueba universal, en donde se le coloco un embolo de 1 mm, 0.5 mm y 0.3 mm para la parte coronal, media y apical, respectivamente. La velocidad de carga fue 1 mm por minuto. Los datos de expulsión fueron analizados por dos días mediante el análisis de varianza (ANOVA) y post hoc, la prueba de Holm-Sidak, con un significado establecido en P <0.05; en los especímenes coronales no hubo resultados significativos entre los diferentes selladores, en el medio y apical, no hubo diferencia significativa entre los grupos I Root SP® y AH Plus®. Sin embargo, tenían valores de fuerza mayores que el MTA Fillapex®. En el segmento medio y apical radicular, las fuerzas de unión fueron mayores en comparación con las fuerzas de unión en los segmentos coronales. Y no hubo diferencias significativas entre las fuerzas de unión en los especímenes medios y apicales. Como conclusión MTA Fillapex® tuvo valores menores en la fuerza de expulsión en comparación con los otros selladores.

Shokouhinejad et al. (2011) compararon la fuerza de adhesión de un nuevo sellador biocerámico (EndoSequence BC Sealer®) y AH Plus®, con presencia y/o ausencia de smear layer o capa de frotis. Se utilizaron órganos dentarios extraídos humanos unirradiculares, y se dividieron al azar en cuatro grupos, en los grupos 1 y 3, los conductos radiculares fueron irrigados con 5,25% de NaOCl y la capa de frotis no se eliminó, pero en los grupos 2 y 4, los conductos radiculares se irrigaron

con 5,25% de NaOCl y finalmente con 17% de EDTA para eliminar la capa de frotis. En los grupos 1 y 2, los conductos radiculares fueron obturados con el cemento AH Plus® y gutapercha, y en los grupos 3 y 4, la obturación se realizó con el cemento EndoSequence BC Sealer® y gutapercha. Fueron evaluados en la maquina universal de pruebas para realizar la prueba push-out o de expulsión y se observó que la fuerza de unión del AH Plus® y EndoSequence BC Sealer® no fue significativamente diferente. La presencia o ausencia de la capa de frotis, no afecta la resistencia de la unión de los materiales de relleno. En conclusión, la fuerza de adherencia del nuevo sellador biocerámico EndoSequence BC Sealer® fue igual a la de AH Plus® con o sin capa de frotis.

Reyhani et al. (2014) evaluaron la fuerza de adhesión mediante la prueba push-out de los selladores Dorifill®, Epiphany® y MTA-Fillapex®, en presencia y ausencia del smear layer (SL) o capa de frotis. Se utilizaron sesenta órganos dentarios extraídos unirradiculares humanos, divididos en 6 grupos. El protocolo de irrigación intraconducto en los grupos 1, 3 y 5, consistió en 2.5% de NaOCl durante la instrumentación y solución salina al final de la preparación más una irrigación de 5 minutos con 17% de EDTA, en el resto de los grupos, se utilizó solución salina como irrigación intraconducto. Los conductos se llenaron de Epifanía®/Resilon® (grupos 1 y 2), Dorifill®/gutapercha (grupos 3 y 4) y MTA Fillapex®/gutapercha (grupos 5 y 6). Después de dos semanas de almacenamiento en 95% de humedad a 37°C, se cortaron discos de dentina de 2 mm de espesor a partir de la tercera parte coronal de cada raíz, la expulsión de la prueba de resistencia de la adherencia se llevó a cabo utilizando una máquina de prueba universal. Los datos fueron analizados (ANOVA) y las pruebas post hoc de Tukey. La significancia estadística se definió en 0.05. Como resultados, hubo diferencias significativas en la fuerza de unión de los selladores, en los grupos únicamente irrigados con solución salina, y la eliminación del smear layer (SL) o capa de frotis aumentó significativamente la fuerza de unión de todos los selladores. Como conclusión, el grupo Epiphany®/Resilon® exhibió la mayor fuerza de expulsión en presencia y ausencia del SL. La eliminación del SL, aumento significativamente en la fuerza de adherencia de todos los selladores a la dentina.

Oliveira et al. (2015) evaluaron y compararon la fuerza de adhesión a la dentina del MTA Fillapex® (Angelus, Londrina, Brasil) y del iRoot SP® (Innovative BioCeramix Inc., Vancouver, Canadá). El AH Plus® (Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemania) y el MTA® (Angelus, Londrina, Brasil) fueron utilizados como materiales de referencia. Se utilizaron sesenta órganos dentarios unirradiculares extraídos humanos, después de haber sido seleccionados, instrumentados y irrigados de manera convencional, los conductos se secaron con puntas de papel, se obturaron con los cuatro selladores, AH Plus®, iRoot SP®, MTA® y MTA Fillapex®. Las raíces fueron seccionadas, y se realizó la prueba push-out o de expulsión. Los valores de fuerza de unión se analizaron utilizando la prueba de Wallis; de acuerdo a los resultados, todas las muestras tenían una cierta fuerza de adhesión a la dentina radicular y no se produjo ningún fallo prematuro. Los especímenes llenos de MTA® tuvieron mayor fuerza de expulsión o mayor fuerza de adherencia, AH Plus® tuvo significativamente mayor fuerza de adherencia que MTA Fillapex® y iRoot SP®. MTA Fillapex® y iRoot SP® presentaron una fuerza de expulsión más baja que todos los demás grupos. No hubo diferencia entre los dos selladores de conductos radiculares a base de silicato de calcio. Como conclusión, la fuerza de adhesión a la dentina radicular, asociada con los nuevos selladores a base de silicato de calcio fue comprometedor, incluso cuando se utilizaron las condiciones adecuadas en el laboratorio.

Fundamentación Teórica

III.1 Adhesión Dental

El término “adhesión” deriva del latín *Adhaesio*, que significa unir o pegar una cosa con otra. Describe básicamente la unión entre dos sustancias distintas (Flury et al., 2012). En cambio el término “cohesión” es la unión íntima entre dos superficies de la misma naturaleza (Joubert et al., 2010).

Según la American Society for Testing and Materials, la adhesión es el “estado o fenómeno mediante el cual dos superficies se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, sean estas físicas, químicas o por la interacción de ambas”. La adhesión en Odontología, significa unir a un sustrato sólido (órgano dentario) el biomaterial a aplicar, manifestándose la adhesión como tal en la interfaz órgano dentario-restauración (Henostroza et al., 2003).

III.2 Tipos de Adhesión Dental

III.2.1. Adhesión Física o Mecánica

Este tipo de adhesión se basa en realizar irregularidades en una superficie dental, para que adapte perfectamente en las irregularidades que presenta la otra, de tal forma que entre las dos superficies se presente una “traba-mecánica”, impidiendo así su desplazamiento o separación (Macchi et al., 2009).

Dentro de este tipo de adhesión se menciona a dos subtipos mecánicos, los cuales son:

Macro-mecánicos: Esta retención es aplicada para materiales restauradores discrepantes hacia los tejidos dentarios. Dichas cavidades deben obtener una forma de retención o anclaje. Es importante enfatizar que la forma y retención de las cavidades, solo discrepan en la inclinación de las paredes hacia el borde cabo superficial, por lo que resultarían retentivas las primeras y expulsivas las de anclaje, comúnmente llamados socavados (Steenbecker et al., 1999).

Micro-mecánicos: Este tipo de adhesión tiene por objeto dos mecanismos o efectos dentro de los cuales están involucrados, tanto la superficie dentaria como

los cambios dimensionales que al endurecer pueden tener los medios adherentes y/o el biomaterial restaurador (Steenbecker et al., 1999).

III.2.2. Adhesión Química o Específica

La Adhesión Química o Específica se produce por la interacción entre las fuerzas interatómicas o intermoleculares que impiden la separación de las dos superficies mediante uniones químicas primarias o secundarias, para lograr esta adhesión la distancia entre las irregularidades no debe superar el nanómetro (Barrancos et al., 2006).

Este tipo de adhesión es exclusivamente por nexos químicos en el que intervienen dos superficies las cuales se ponen en contacto, en función a la formación de enlaces primarios ya sean estos iónicos o covalentes y enlaces secundarios tales como puentes de hidrógeno o las fuerzas de Van der Waals (Henostroza et al., 2010).

III.3 Fenómenos de la Adhesión

III.3.1 Factores Dependientes de la Superficie

Existen distintos fenómenos notablemente anexos a las superficies que benefician en la adhesión entre los cuales tenemos:

Energía superficial: Es importante conservar una superficie con alta energía superficial, por ejemplo encontrar en el esmalte limpio libre de sustrato absorbido ya que este reduce la energía superficial del sólido por lo que los adhesivos no van a poder interactuar con el sustrato superficial sólido y produciendo una disminución de la fuerza adhesiva tanto química como física (Henostroza et al., 2010).

Tanto la energía superficial como la tensión superficial (fuerza contráctil a la cual están sometidos los átomos externos hacia el cuerpo central) son manifestaciones de energía de las superficies libres. Por lo tanto, se entiende a la atracción que presenta las moléculas internas de un líquido sobre las moléculas situadas en la superficie del mismo. La compatibilidad físico-química resulta cuando

el adhesivo es de baja tensión superficial y el sustrato tiene elevada energía superficial (Dino et al., 2009).

Humectación: Se refiere a la aptitud de un líquido en humedecer y extenderse en un sólido por lo que se emplea una capa de agua o fluido para que pueda acceder a las irregularidades y así poder obtener mayor relación de contacto entre ellas, por ejemplo el Adhesivo, ya que es una sustancia idónea para unir dos cuerpos a través del fenómeno llamado adhesión (Hued et al., 2010).

Ángulo de Contacto: Se refiere a la interface creada entre el adhesivo y el cohesivo; obteniendo una fuerza considerable en la adhesión cuando el adherente es captado por el adhesivo, por lo tanto, el ángulo de contacto se acerca a 0, por lo que tenemos mayores posibilidades de humectación, de reactividad química y de contacto físico (Henostroza et al., 2010; Phillips et al., 2004).

Contacto Íntimo: Se refiere al ajuste correcto a través de un sólido (órgano dentario), y un líquido (biomaterial restaurador) al no presentarse este factor no existirá reacción química o atadura mecánica (Henostroza et al., 2010).

III.3.2 Factores Dependientes del Adhesivo

El Adhesivo es un elemento apto para juntar dos cuerpos, éste debe exponer propiedades como: ángulo de contacto cerca de 0, disminución de la tensión superficial, capacidad de humectación favorable, mientras tanto la superficie adherente debe presentar una energía superficial elevada, estructura similar, superficie pulcra y sin infección (Henostroza et al., 2010; Hued et al., 2010).

III.4 Adhesión de Tejidos Dentarios

Los órganos dentarios están constituidos por distintos estratos dentarios, que se establecen en forma organizada, por lo tanto cada uno ejecuta funciones específicas, por lo que citamos a los tres 18 tejidos duros que son: esmalte, dentina y cemento, y como tejido blando se menciona a la pulpa dental (Gómez et al., 2007; Lanata et al., 2003).

III.5 Dentina

La dentina es un sustrato vital de tejido conectivo mineralizado, que proviene del mesodermo, el cual abarca células odontoblásticas, configura el núcleo constitutivo del órgano dentario, el cual limita a la cámara pulpar y también soporta al esmalte, el grosor es diferente ya que depende del órgano dentario, por lo tanto, es decir, que en incisivos inferiores va de 1 a 1.5mm, y en caninos y molares es de 3mm aproximadamente (Gómez et al., 2007; Henostroza et al., 2003).

Dentro de su composición química, presenta una matriz inorgánica con 70%, matriz orgánica con 18% y agua con 12%. La matriz orgánica especialmente conformada por las fibras colágenas, mientras que la matriz inorgánica se compone de cristales de hidroxiapatita, de estructura química similar a los de los tejidos del esmalte, del cemento y del hueso, los cuales presentan desigualdad tanto en su repartición, y tamaño ya que son más pequeños y delgados (Gómez et al., 2007; Hued et al., 2010; Lanata et al., 2003).

La unidad estructural de la dentina son los túbulos dentinarios y la matriz intertubular; los túbulos dentinarios tienen una disposición cilíndrica y delgada, la longitud de los mismos fluctúan entre 1.5 y 2mm. La matriz intertubular, se dispone a través de las paredes de dichos túbulos, el elemento primordial son fibras de colágeno, igualmente contiene glicoproteínas, elásticas y flexibles las cuales otorgan la resistencia y configuran una red fibrilar en la que se asientan cristales de hidroxiapatita, las cuales van asociadas de proteínas similares a la matriz ósea, como los proteoglicanos, glicosaminoglicanos, que son factores de crecimiento (Gómez et al., 2007).

Las proteínas mencionadas anteriormente participan activamente en el mecanismo de la adhesión de la siguiente forma: el colágeno resiste a las fuerzas de tracción y torsión, los glicosaminoglicanos y los proteoglicanos, toleran las fuerzas de compresión, las cuales se desarrollan en la masticación, dichas proteínas pueden ser alteradas, degradadas fácilmente por gérmenes productoras de caries. La matriz peritubular reconocida por la falta de colágeno, posee una calcificación alta y constituye un círculo hipermineralizado abundante en hidroxiapatita, que

envuelve a los túbulos dentinarios; este sustrato dentinario va acrecentando tanto con la edad, por lo cual va reduciendo el volumen diametral interno de los túbulos dentinarios por la acumulación de minerales, denominándose dentina esclerótica fisiológica (Henostroza et al., 2010).

III.5.1 Factores dentarios que afectan la adhesión a dentina

- Características del sustrato
- Formación de barrillo dentinario

III.6 Cementos selladores endodónticos

Los cementos selladores endodónticos se utilizan con el objetivo de disminuir los espacios existentes entre las puntas de gutapercha y las paredes del conducto radicular (Meirrelles et al., 2011), por lo que debe ser llevada a cabo mediante el uso de materiales de obturación que no interfieran sino más bien estimulen el proceso de reparación periapical mediante la inducción de tejido mineralizado (Bin et al., 2012).

La mayoría de los fracasos endodónticos ocurren como resultado de la filtración de sustancias irritantes patológicamente involucradas en el conducto radicular, por lo que el material de obturación del extremo radicular debe proporcionar un sellado apical y ser biocompatible con los tejidos perirradiculares; los microorganismos son el principal factor etiológico de la pulpitis y periodontitis apical crónica, por lo que, su eliminación durante el tratamiento de conductos radiculares es esencial para prevenir la recontaminación mediante la creación de una barrera de obturación entre la microflora oral, los conductos radiculares y los tejidos periapicales obteniendo así el éxito clínico a largo plazo (Rekab et al., 2010).

Sin embargo, incluso después de estos procedimientos las bacterias todavía podrían estar dentro del sistema de conductos radiculares con potencial para ocasionar persistencia de la enfermedad, por lo tanto, la obturación desempeña un papel esencial en el control de la reinfección mediante el atrapamiento de organismos residuales a través de la actividad antimicrobiana de los selladores endodónticos, concluyendo que este proceso de curación no debe

dañar los tejidos periapicales sino estimular la deposición de tejido duro para promover el sellado biológico (Sipert et al., 2005); la complejidad del sistema de conductos radiculares, instrumentación inadecuada y la presencia de barreras físicas pueden requerir tratamiento quirúrgico en algunos casos debido a que se producen zonas de difícil acceso por parte de los instrumentos y soluciones irrigadoras (Sk and Br, 2003).

Como los cementos utilizados en el área de la endodoncia se colocan en contacto íntimo con los tejidos periapicales por lapsos de tiempo prolongados de exposición, siempre existe la posibilidad de lixiviación de los productos de degradación a través de los túbulos dentinarios, conductos laterales y accesorios o agujeros apicales, lo que puede dañar tanto al ligamento periodontal como al hueso alveolar. Por lo tanto, es importante conocer la biocompatibilidad general de tales materiales, especialmente con respecto a los tejidos y tipos de células relacionadas con los tejidos, esta liberación de sustancias puede generar diferentes reacciones cuando están en contacto con tejidos variando en función de la sustancia, cantidad liberada y velocidad de resorción, cabe mencionar que la biocompatibilidad de los cementos de obturación así como la inducción de la formación de tejido mineralizado son propiedades que dependen de la capacidad del cemento de liberar iones hidroxilo y calcio (Tanomaru-Filho et al., 2009).

Los cementos selladores más convencionales han demostrado actividad biológica inadecuada y citotóxicos en cultivos especialmente cuando están recién mezclados, el contacto directo de los selladores con los tejidos periapicales pueden causar la degeneración celular y la reparación lenta de las lesiones periapicales; por otra parte, la humedad de la región periapical ocasionada por los líquidos tisulares o sangre puede afectar al sellado convencional de los cementos selladores ya que se consideran hidrofóbicos (Gandolfi and Prati, 2010).

Uno de los requisitos y características de un sellador de conductos radiculares ideal es la estabilidad dimensional así como la insolubilidad en los tejidos y fluidos orales no obstaculizando la reparación de ellos, sino ayudar a estimular la reorganización de las estructuras lesionadas; los cambios dimensionales

principalmente como la contracción con el tiempo pueden presentar espacios a lo largo de la interfaz sellador/dentina o sellador/gutapercha. Varias composiciones de selladores de conductos radiculares han sido desarrolladas y empleadas con el propósito de lograr propiedades fisicoquímicas más deseables, así como biocompatibilidad mejorada con los tejidos periapicales ya que son los encargados de sepultar a las bacterias residuales y rellenando las irregularidades del conducto radicular. La capacidad de sellado de los materiales de obturación radicular es importante para el éxito en el tratamiento de conductos, idealmente, el material de obturación debe favorecer la reparación de los tejidos periapicales dañados después de la terapia endodóntica, ya que una obturación inadecuada puede dar lugar a movimientos de fluidos en los defectos favoreciendo una reacción inflamatoria crónica periapical y por lo tanto comprometer el tratamiento; por otro lado, las ramificaciones radiculares, conductos laterales, secundarios y accesorios pueden establecer conexión entre el conducto principal y el ligamento periodontal así como con el foramen apical, por lo que la filtración apical es considerada como un factor importante que conduce al fracaso del tratamiento (Gomes-Filho et al., 2012).

Según Grossman (1958), la permanencia de espacios vacíos podría ser comprometedor para los buenos resultados que se espera obtener del tratamiento, las obturaciones no deben interferir en el proceso de reparación apical y periapical ya que un sistema de conductos radiculares con buena obturación tridimensional impide la reinfección, percolación y microfiltración del exudado periapical dentro de la porción no obturada del espacio del conducto creando un medio biológicamente aceptable para que se produzca el proceso de reparación tisular con buen sellado a nivel cervical; por lo que menciona que las propiedades ideales de los cementos selladores son:

- Ser fácil de introducir al conducto.
- Sellar el conducto tanto apical como lateralmente.
- No contraerse antes de ser colocado.

- Ser impermeable.
- Ser bactericida o por lo menos impedir el crecimiento bacteriano.
- Ser radiopaco.
- No pigmentar la superficie dentaria.
- No irritar los tejidos periapicales o afectar la estructura dentaria.
- Ser estéril o fácil de esterilizar.
- Ser fácil de remover del conducto.
- Poseer buena adhesión a las paredes dentinarias del conducto radicular.
- Proporcionar un sellado hermético tridimensional.
- Poseer partículas muy finas para que puedan mezclarse fácilmente con el líquido.
- Poseer estabilidad dimensional al fraguado.
- Poseer tiempo de fraguado lento.
- Debe ser insoluble en fluidos orales y tisulares.
- Poseer tolerancia tisular (biocompatibilidad).
- No se debe modificar en presencia de humedad ni debe corroerse.
- No debe generar reacción inmunitaria en contacto con los tejidos periapicales.
- No debe ser mutagénico ni carcinogénico.

Cohen (2006) clasifica a los cementos selladores por su composición química en:

1. Cementos selladores a base de Óxido de Zinc-Eugenol
2. Cementos selladores a base de Hidróxido de Calcio
3. Cementos selladores a base de Ionómero de Vidrio
4. Cementos selladores a base de Silicona

5. Cementos selladores a base de Biocerámicos
6. Cementos selladores a base de Resina Epóxica

El empleo de un sellador para obturar los conductos radiculares es esencial para el éxito de la obturación, no solo contribuye al logro del sellado apical sino que también sirve para rellenar las irregularidades del conducto y las discrepancias entre la pared del conducto radicular y el material de relleno sólido. Los cementos selladores suelen proyectarse a través de los conductos accesorios o laterales y pueden ayudar al control microbiano al expulsar los microorganismos ubicados en las paredes del conducto, además se utilizan como lubricantes y ayudan al preciso asentamiento del material de relleno sólido durante la compactación.

III.7 Cementos selladores biocerámicos

Los cementos biocerámicos son biocompatibles, no tóxicos, no se contraen y son químicamente estables dentro del entorno biológico, excelente capacidad durante el proceso de fraguado para formar hidroxiapatita y, en última instancia, una unión entre la dentina y el material de relleno (Candeiro et al., 2012).

III.7.1 Cemento Sellador EndoSequence BC Sealer®

El cemento sellador biocerámico EndoSequence BC Sealer® fue desarrollado por Brasseler (USA) y lanzado comercialmente en 2009. El sellador EndoSequence BC Sealer® está compuesto de óxido de zirconio, silicatos cálcicos, fosfato monobásico de calcio, óxido de Tantalio, hidróxido de calcio y varios agentes obturadores y espesantes; se distribuye en una jeringa premezclada con puntas intraconducto calibradas, como sellador hidrofílico utiliza la humedad del conducto para completar la reacción de fraguado y no se contrae al fraguar, es biocompatible y tiene propiedades antimicrobianas durante la reacción de fraguado; el fabricante propone colocar el sellador del tercio coronal a la mitad del conducto y luego asentar el cono de gutapercha maestro, el tiempo de trabajo puede ser más de 4 horas a temperatura ambiente, el tiempo de fraguado es de 4 horas medidos de acuerdo

con ISO6876:2001; sin embargo, en conductos radiculares muy secos, tiempo de establecimiento puede ser más de 10 horas (Shokouhinejad et al., 2013).

El cemento sellador biocerámico se caracteriza por su excelente facilidad de uso, elevada estabilidad, altamente biocompatible, osteoinductivo, formador de hidroxiapatita, muestra un pH alcalino (12,8), actividad antibacteriana y radiopacidad (Candeiro et al., 2012).

III.7.2 Cemento Sellador MTA Fillapex®

MTA Fillapex® es un sellador endodóntico basado en el Agregado de Trióxido Mineral (MTA), desarrollado por Angelus (Londrina/Parana/Brasil) y lanzado comercialmente en 2010. Se trata de un cemento sellador de conductos radiculares basado en la fórmula del MTA (13.2%), de fácil manipulación. La mayor diferencia es la presencia de una matriz de resina en su composición. Fue creado con la intención de combinar las propiedades físicoquímicas de las resinas y las propiedades biológicas del MTA: Liberación constante de iones de calcio para estimular la mineralización de los tejidos y mantiene un pH que provoca efectos antibacterianos contra *Enterococcus faecalis*, su presentación comercial es pasta/pasta cuyos componentes son a base de resinas naturales y sílice nanoparticulada (Vidotto et al., 2011).

Es basado en silicato de calcio cuya composición después de la mezcla es básicamente MTA, salicilato de resina, resina natural, bismuto y sílice; presenta suficiente tiempo de trabajo, alta radiopacidad y baja solubilidad proporcionando un sellado a través de la baja expansión de fraguado ya que la alta solubilidad de los materiales de obturación permite su disolución y por lo tanto la formación de espacios dentro y entre el material con las paredes dentinarias que son propensas a aumentar filtración bacteriana (Morgental et al., 2011; Pitt Ford et al., 1995; Silva et al., 2013).

Presenta un tiempo de trabajo de 35 minutos; capacidad de fluido de 27.66 mm; tiempo de fraguado de 130 minutos, densidad óptica de 77% y solubilidad de

0.1% (Gomes-Filho et al., 2012; Lynn and Einbender, 2003; O'Sullivan and Hartwell, 2001; Tanomaru-Filho et al., 2009; White and Bryant, 2002).

Esta composición proporciona sellado marginal de larga duración, alta radiopacidad, estimulación de la formación de tejido duro en el ápice radicular y en áreas de perforación, baja expansión de fraguado, baja solubilidad en contacto con fluidos tisulares, excelente viscosidad para la obturación de conductos radiculares sin pigmentar la corona clínica de los órganos dentarios, no contiene eugenol, por lo que no interfiere con la polimerización de materiales resinosos (Assmann et al., 2012; Morgental et al., 2011).

III.7.3 Cemento Sellador BIO-C Sealer®

El cemento sellador BIO-C Sealer® fue desarrollado por Angelus (Londrina/Parana/Brasil) y lanzado comercialmente en 2018, es un cemento biocerámico, no resinoso, listo para uso, con un 65% de carga biocerámica en el producto. En su composición presenta Silicato de calcio, aluminato de calcio, óxido de calcio, óxido de zirconio, óxido de hierro, dióxido de silicio y agente de dispersión. Se distribuye en una jeringa premezclada con puntas intraconducto calibradas listo para su uso, es biocompatible con un tiempo de trabajo de 60 minutos y un tiempo de fraguado de 120 minutos tras la introducción en el conducto, de acuerdo con la norma ISO6876; es importante secar el conducto con conos de papel antes de colocar el cemento, sin embargo, sin resecar excesivamente; la humedad proveniente de los túbulos dentinarios iniciará la reacción de fraguado del material; presenta alta radiopacidad y un pH alcalino de 12.5, alta actividad antimicrobiana y no se contrae al fraguar (“www.angelus.ind.br”).

Hipótesis

IV.1 Hipótesis de Trabajo

El cemento sellador biocerámico Bio-C Sealer® presenta mayor resistencia de adhesión a la dentina en comparación con el cemento biocerámico MTA Fillapex® y el cemento Endosequence Bc Sealer®, mediante la prueba de push-out en la maquina universal de pruebas.

IV.2 Hipótesis Nula

El cemento sellador biocerámico Bio-C Sealer® presenta menor resistencia de adhesión a la dentina en comparación con el cemento biocerámico MTA Fillapex® y el cemento Endosequence Bc Sealer®, mediante la prueba push-out en la maquina universal de pruebas.

IV.3 Hipótesis Alterna

El cemento sellador biocerámico Bio-C Sealer® presenta la misma resistencia de adhesión a la dentina en comparación con el cemento biocerámico MTA Fillapex® y el cemento Endosequence Bc Sealer®, mediante la prueba push-out en la maquina universal de pruebas.

Objetivos

V.1 Objetivo General

Determinar cuál cemento sellador biocerámico Endosequence Bc Sealer®, MTA Fillapex® y Bio-C Sealer®, presenta mayor resistencia de adhesión a la dentina mediante la prueba push-out en la maquina universal de pruebas.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

V.2 Objetivos Específicos

1.- Evaluar la resistencia de adhesión a la dentina del cemento sellador biocerámico Bio-C Sealer® mediante la prueba pus-out en la maquina universal de pruebas.

2.- Evaluar la resistencia de adhesión a la dentina del cemento sellador biocerámico MTA Fillapex® mediante la prueba push-out en la maquina universal de pruebas.

3.- Evaluar la resistencia de adhesión a la dentina del cemento sellador biocerámico Endosequence Bc Sealer® mediante la prueba push-out en la maquina universal de pruebas.

4.- Comparar la resistencia de adhesión a la dentina de tres diferentes cementos selladores biocerámicos mediante la prueba push-out en la maquina universal de pruebas.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Material y Métodos

VI.1 Tipo de investigación

Experimental *in vitro*.

VI.2 Unidad de análisis

Incisivos centrales unirradiculares superiores humanos extraídos

VI.3 Muestra

Se realizó un estudio comparativo cuantitativo experimental *in vitro*, se seleccionaron 63 incisivos centrales superiores, se marcó una línea en la unión amelocementaria y otra línea 2 mm hacia ápice de la primera línea, ambas líneas se cortaron, las muestras se instrumentaron con fresas Gates Glidden y Drills Parapost color negro, obteniendo un diámetro de 1.5 mm en cada una de las muestras, posteriormente se fabricaron 21 láminas de acrílico de 30 mm de largo y 2 mm de altura, para mayor facilidad de colocación en la maquina universal, las cuales fueron divididas en tres grupos de 21 muestras cada una , en el primer grupo se colocó el cemento Bio-C Sealer®, en el segundo grupo se colocó el cemento MTA Fillapex® y en el tercer grupo se colocó el cemento Endosequence Bc Sealer®. El número de muestras fue tomado del articulo base por (Sagsen et al., 2011).

VI.3.1 Criterios de selección

Los criterios de inclusión del presente estudio fueron: Incisivos centrales superiores aparentemente sanos, libres de caries, con raíces rectas, unirradiculares Y ausencia de tratamiento previo del conducto; por lo que, los criterios de exclusión fueron órganos dentarios que presentaran las siguientes características como: Órganos dentarios premolares y posteriores, con ápice abierto o inmaduro, con curvaturas severas, con bifurcación radicular, con caries por debajo de la unión amelocementaria, con fracturas radiculares y con presencia de calcificaciones; mientras que los criterios de eliminación fueron incisivos centrales que durante su procesamiento sufrieran alguna separación de un instrumento, así como, presentar alguna fractura radicular que imposibilitara la evaluación de las variables de interés.

VI.4 Técnicas e Instrumentos

La máquina universal de pruebas (CMS Metrology 21559044, STC-500kg) está conectada a una computadora en la que por medio de un software se registraron los datos en forma de gráficas en donde se marcó y midió exactamente a qué fuerza el material de obturación se desprendió del conducto radicular. El procedimiento se repitió con cada una de las muestras. Gracias a este software se logró determinar el punto exacto en el que el material de obturación se desprendió del conducto radicular, los datos se registraron en Megapascales (MPa) y Newtons (N).

VI.5 Procedimientos

FASE I: Recolección de las muestras y materiales

Se compraron los cementos selladores biocerámicos (Figura 1), materiales e instrumental y se recolectaron los incisivos centrales superiores, los cuales fueron almacenados en solución salina para su conservación.



Figura 1. Cementos Selladores Biocerámicos

FASE II: Preparación de las muestras

Se eliminó todo líquido y restos orgánicos que contenían los órganos dentales, se observaron macroscópicamente y radiográficamente en direcciones

ortorradial y mesiorradial con el fin de observar si existía una anomalía o alteración que pueda interferir en el estudio

Se seleccionaron 63 incisivos centrales superiores de acuerdo a los criterios de inclusión mencionados anteriormente (Figura 2B).

FASE III: Sección de muestras

Se realizaron dos cortes horizontales, con un espesor de 2 mm en la parte coronal de cada raíz (Figura 2A y 2B), utilizando un disco de diamante con pieza de baja velocidad, refrigerado con agua, se lijaron las muestras de mayor grosor utilizando lijas de agua, para conservar los dos milímetros necesarios de cada muestra, se utilizó un mismo vernier para comprobar los dos milímetros de cada muestra (Figura 2C). Posteriormente, en una loseta de vidrio se colocó el molde de metal (Figura 2D y 2E), para contener las muestras y se elaboraron laminillas de acrílico con 3 espacios cada una (Figura 3A y 3B), se colocaron puntas de papel para evitar que se tapara la luz de los conductos.

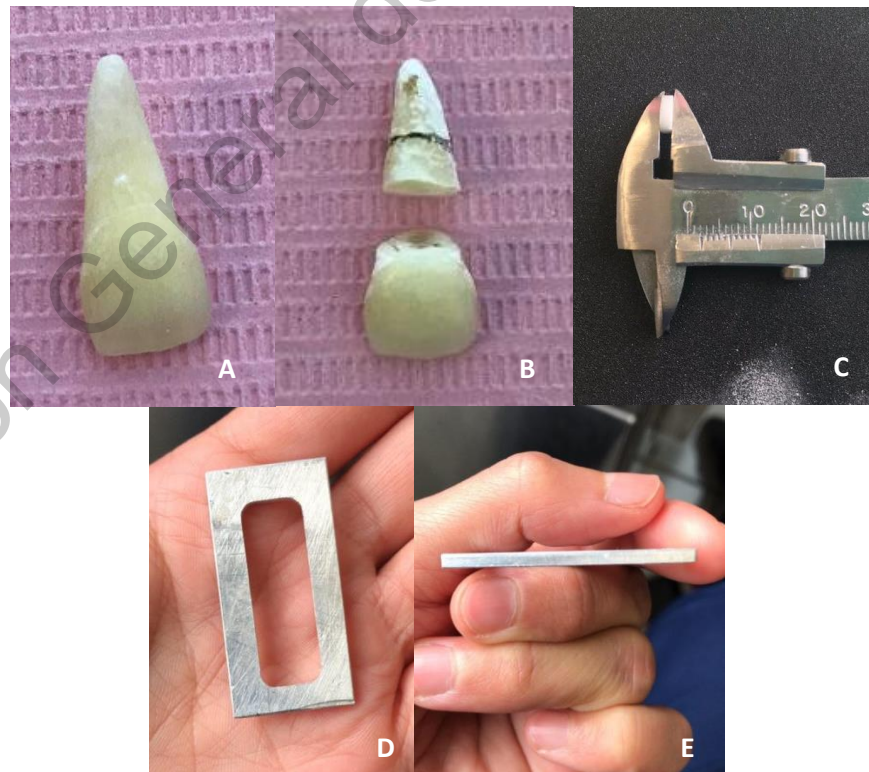


Figura 2. Incisivo central superior A); Incisivo central superior descoronado y marcado 2 mm hacia apical después del primer corte B); vernier con espécimen

de 2 mm C); Molde de metal, utilizado para fabricar las láminas de acrílico D);
Molde de metal de 40 mm de largo por 2 mm de ancho E).

Todas las muestras seccionadas fueron instrumentadas utilizando un drill Parapost color negro para preparaciones de postes (Figura 3C). Se utilizaron 5ml de 2.5% NaOCl como irrigador intraconducto con un enjuague final de 5 ml, 17% de EDTA durante 1 min, seguido de solución fisiológica. Cada conducto se secó con puntas de papel.

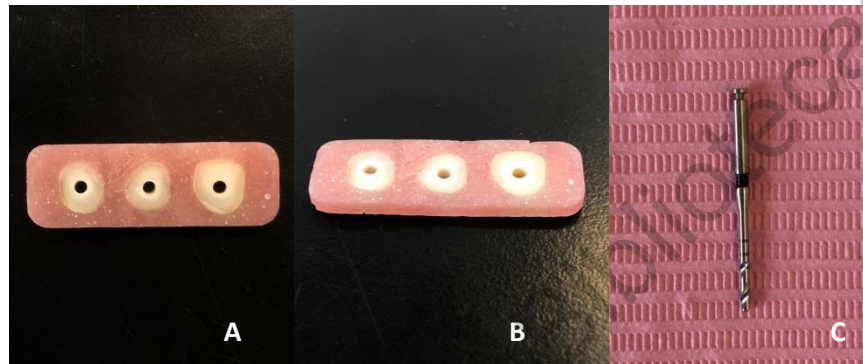


Figura 3. Drill Parapost color negro, utilizado para instrumentar las muestras A); Muestras colocadas en las láminas de acrílico B); Muestras colocadas en láminas de acrílico de 30 mm de largo por 2 mm de ancho C).

FASE IV: Obturación del conducto

Grupo Bio-C-Sealer®: Los conductos radiculares fueron secados con puntas de papel y posteriormente se colocó el cemento Bio-C Sealer® de acuerdo con las instrucciones del fabricante (Figura 4A y 4B).

Grupo MTA-Fillapex®: Los conductos radiculares fueron secados con puntas de papel y posteriormente se colocó el cemento MTA Fillapex® de acuerdo con las instrucciones del fabricante, mezclando 1:1 la pasta base y la pasta catalizador en una loseta de vidrio (Figura 4C y 4D).

Grupo Endosequence Bc Sealer®: Los conductos radiculares fueron secados con puntas de papel y posteriormente se colocó el cemento Endosequence Bc Sealer® de acuerdo con las instrucciones del fabricante (Figura 4E y 4F).



Figura 4. Grupo Bio-C Sealer® A y B); Grupo MTA-Fillapex® C y D); Grupo Endosequence Bc Sealer® E y F).

FASE V: Almacenamiento de muestras

Las laminillas de acrílico que contenían las muestras fueron soportadas con plastilina en un contenedor de plástico con tapa, para obtener un ambiente húmedo se colocó agua destilada en el fondo de tal forma que no estuviera en contacto directo con las muestras, y se colocó una gasa embebida de agua destilada por encima de las laminillas de acrílico, se etiquetaron de acuerdo a la muestra que

contenía cada uno, se cerró el contenedor de plástico (Figura 5A) y se colocaron en una incubadora a 36°C durante 7 días (Figura 5B).



Figura 5. Almacenamiento de las muestras colocadas en contenedor de plástico, marcadas, sostenidas en plastilina con agua destilada A); Muestras colocadas en incubadora a 36°C B).

FASE VI: Elaboración de prueba mecánica

A los 7 días se sacaron las muestras de la incubadora y se sometieron cada uno a una carga de resistencia al cizallamiento con la utilización de una maquina universal de pruebas (CMS Metrology 21559044, STC-500kg) (Figura 6A y 6B), la cual cuenta con una base en la que se colocó la laminilla de acrílico con las muestras (Figura 6C), se eliminó la parte activa del drill con el que se instrumentaron los conductos de las muestras y se colocó en el brazo de la máquina el embolo cilíndrico de 1mm de diámetro, posteriormente se ejerció una fuerza de resistencia al cizallamiento únicamente estando en contacto con el material del conducto radicular a una velocidad de 1 mm/min de acuerdo a lo recomendado por la ISO (49) (Figura 6D); 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 se desprende de la dentina del conducto radicular (Figura 6E y 6F). El procedimiento se repitió con cada una de las muestras.

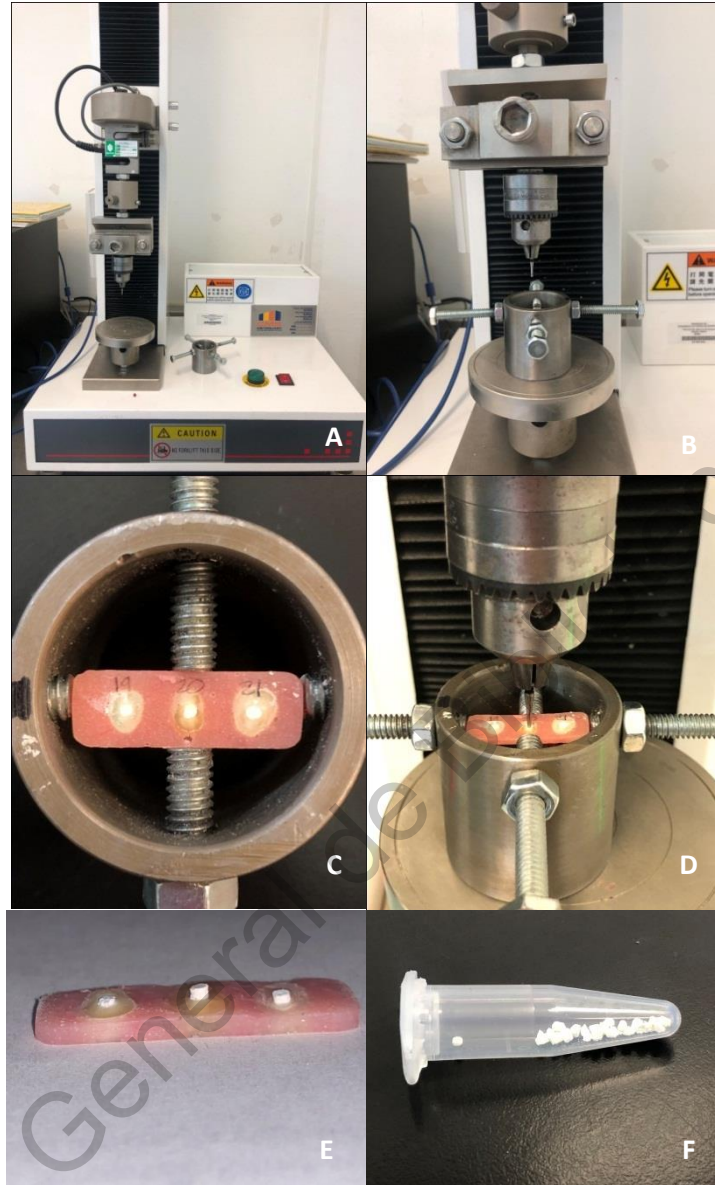


Figura 6. Máquina universal de pruebas A y B); Colocación de la muestra C); Aplicación de la prueba Push-out D); sellador desprendido de la muestra E); cemento sellador desalojado, almacenados en tubos eppendorf F).

VI.5.1 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 $P < 0.0001$

VI.5.2 Consideraciones éticas

En el presente estudio se utilizaron incisivos centrales superiores extraídos por motivos de enfermedad periodontal recolectados de diferentes consultorios del país, así como de la Clínica de Odontología de la Universidad Autónoma de Querétaro, estos fueron extraídos por razones ajenas al estudio y se le informó al paciente si concientizó donar sus órganos dentales para realizar dicho estudio, aclarándole que serán utilizados sin fines de lucro y cuyo único propósito es la de realizar la investigación.

VII. Resultados

En la tabla 1 se muestra la media y desviación estándar de la resistencia a la adhesión o cizallamiento de las 3 muestras de cementos a los 7 días después de su elaboración, en donde se observa que la resistencia al cizallamiento del cemento Bio-C-Sealer® fue mayor (168.287 ± 30.649) en comparación con el cemento MTA-Fillapex® (11.038 ± 12.413) y Endosequence Bc Sealer® (78.758 ± 24.968). Se puede observar que existen cambios estadísticamente significativos en la resistencia a la fuerza de adhesión o cizallamiento (< 0.0001).

Tabla 1. Comparación de los valores de resistencia al cizallamiento (Mpa) de cementos selladores utilizados mezclados en condiciones óptimas según el fabricante después de 7 días de incubación.

Grupo	Bio-C Sealer® (n=21)	MTA-Fillapex® (n=21)	EndoSequence® (n=21)	Valor P
X±DE (Rango)				
Resistencia al Cizallamiento	168.287 ± 30.649 (124.109-211.361)	11.038 ± 12.413 (0.942-49.761)	78.758 ± 24.968 (46.276-123.755)	< 0.0001

X: Media, DE: Desviación Estándar, *: Análisis de varianza ANOVA. Existen diferencias significativas entre todos los materiales (Post hoc de Tukey).

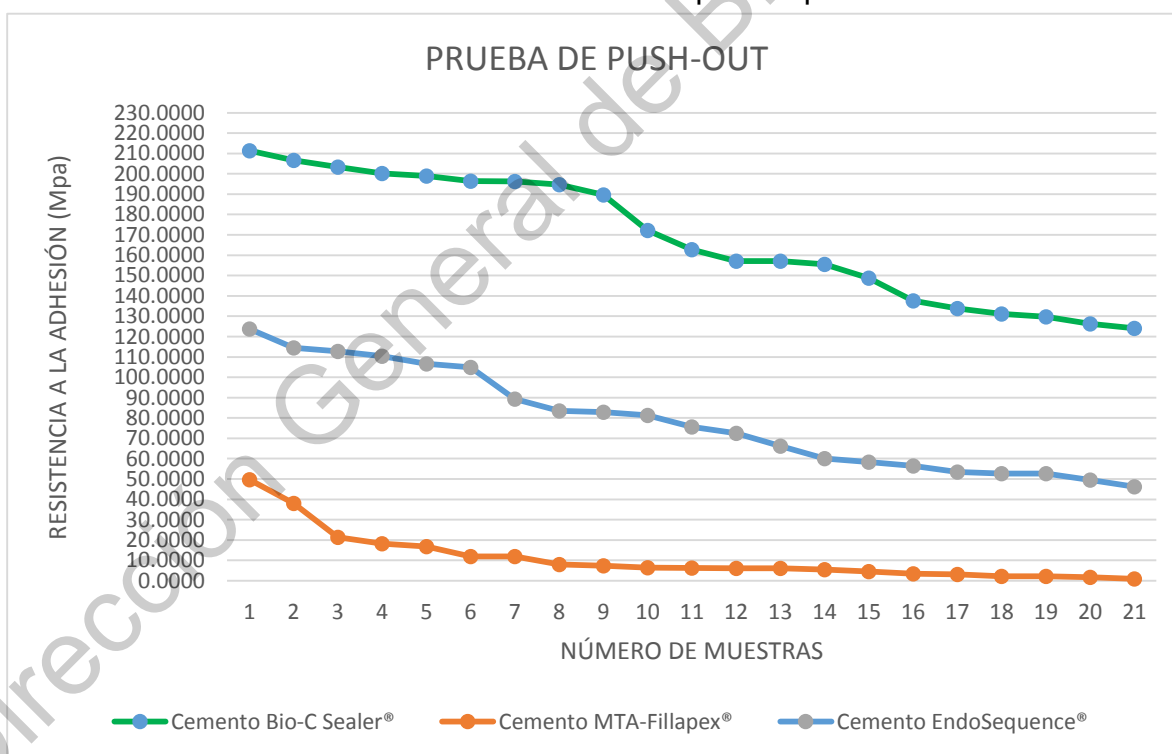
De acuerdo con los resultados del estudio, la hipótesis de trabajo fue aceptada, ya que el cemento sellador biocerámico Bio-C Sealer® presentó mayor resistencia de adhesión a la dentina en comparación con los otros cementos, siendo el MTA-Fillapex® el cemento con valores más bajos de resistencia a la adhesión.

Sagsen et al. (2011) evaluaron la fuerza de adhesión mediante la prueba push-out de dos selladores a base de silicato de calcio (IRoot SP® y MTA Fillapex®), el cemento MTA Fillapex® tuvo valores menores en la fuerza de expulsión en comparación con el cemento IRoot SP®; la única diferencia del estudio

fue que obturaron los conductos utilizando cemento sellador en conjunto con gutapercha y técnica lateral fría.

Más tarde, Oliveira et al. (2015) evaluaron y compararon la fuerza de adhesión a la dentina del MTA Fillapex® y del iRoot SP®. El AH Plus® y el MTA® fueron utilizados como materiales de referencia. Los especímenes con MTA® tuvieron mayor fuerza de expulsión o mayor fuerza de adherencia, AH Plus® tuvo significativamente mayor fuerza de adherencia que MTA Fillapex® y iRoot SP®. MTA Fillapex® y iRoot SP® presentaron una fuerza de expulsión más baja que todos los demás grupos. No hubo diferencia entre los dos selladores de conductos radiculares a base de silicato de calcio.

Gráfica 1. Gráfica de comparación de resistencia a la adhesión (Mpa) de tres cementos selladores biocerámicos mediante la prueba push-out.



El gráfico 1 representa la resistencia de adhesión en Megapascales (Mpa) que presentaron las 21 muestras de los tres grupos de cementos mediante la prueba

de push-out. Los datos representados en el gráfico muestran que el cemento Bio-C Sealer® comenzó su ascenso de modo constante, llegando a su punto máximo en un rango de 211.363 Mpa y luego se mantuvo al nivel de 189.7188 Mpa. El cemento Endosequence Bc Sealer® comenzó su ascenso de modo constante, llegando a su punto máximo en un rango de 123.7553 Mpa y luego se mantuvo al nivel de 104.9153 Mpa. El cemento MTA Fillapex® comenzó su ascenso de modo constante, llegando a su punto máximo en un rango de 49.7612 Mpa y bajo drásticamente en la tercera muestra a un rango de 21.4305, y luego se mantuvo de modo constante.

En definitiva, se observa que los datos del gráfico muestran la versatilidad de los datos que presento cada una de las muestras de los tres grupos de cementos biocerámicos y cual cemento presento mayor resistencia de adhesión a la dentina.

VIII. Discusión

Los resultados del presente estudio han demostrado que existen cambios estadísticamente significativos en la resistencia a la fuerza de adhesión o cizallamiento (<0.0001), mediante la prueba de expulsión o push-out. El cemento sellador Bio-C-Sealer® presentó mayores resultados, una ventaja es que aumenta el sello entre las paredes del conducto radicular y la gutapercha, así como, reducir el desalojo de los materiales de obturación endodóntica durante la preparación posterior requerida del conducto radicular.

Las discrepancias entre los estudios podrían explicarse en función de la variabilidad entre los diseños experimentales (p. ej., técnica de instrumentación y obturación, rellenar el conducto radicular únicamente con el cemento sellador sin algún material núcleo como la gutapercha, y/o condiciones anatómicas) (Oliveira et al., 2016).

En el presente estudio se estandarizó el diámetro del conducto radicular en todas las muestras con la instrumentación principalmente de fresas Gates Glidden y posteriormente con drills color negro parapost de 1.5 milímetros de diámetro, para tener un mejor control y evitar algún sesgo. Este procedimiento aseguró la estandarización de la anatomía interna del conducto radicular entre los grupos experimentales, que se conoce como factor crítico de confusión biológica (Babb et al., 2009).

Para proporcionar mayor control, el espacio del conducto radicular se obturo solo con el cemento sellador. La ventaja es que la fuerza de compresión se aplica en el cemento sellador y no en un material resistente, como gutapercha, de lo contrario existirían sesgos o interpretaciones erróneas en las muestras, algunos autores mencionan que un sesgo muy común está relacionado de naturaleza adhesiva donde se refleja realmente la fuerza de la unión entre el sellador y la dentina (Neelakantan et al., 2015).

La gutapercha no se une a la dentina radicular y se usa junto con un cemento sellador en el conducto. En muchos estudios, se informa que las

propiedades adhesivas de los selladores endodónticos son importantes (Gogos et al., 2003; Kataoka et al., 2000; Lee et al., 2002).

Si un material se une a las paredes del conducto radicular, resiste el desalojo del mismo (Shipper et al., 2004; Ungor et al., 2006). También se cree que la unión química de la dentina radicular mejora la resistencia de unión de los selladores a las paredes del conducto radicular (Onay et al., 2009).

Dirección General de Bibliotecas UAQ

IX. Conclusiones

Sobre la base de los hallazgos presentados aquí y dentro de las limitaciones de este estudio, el cemento sellador Bio-C Sealer® presento mayor resistencia a la fuerza de adhesión de la dentina en comparación con el cemento Endosequence Bc Sealer® y MTA-Fillapex®. Los cementos biocerámicos tienen un futuro muy promisorio en su aplicación para la terapia endodóntica, si bien sus propiedades los avalan para ser un excelente material de obturación, se necesita mayor evidencia científica y seguimiento clínico.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

IX. Propuestas

Se recomienda realizar más estudios con diferentes técnicas e instrumentos para mejorar la metodología y tener un protocolo más eficaz, y así obtener un mayor control con resultados más confiables.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

X. Bibliografia

Assmann, E., Scarparo, R.K., Böttcher, D.E., Grecca, F.S., 2012. Dentin Bond Strength of Two Mineral Trioxide Aggregate–based and One Epoxy Resin–based Sealers. *Journal of Endodontics* 38, 219–221. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.10.018>

Bin, C.V., Valera, M.C., Camargo, S.E.A., Rabelo, S.B., Silva, G.O., Balducci, I., Camargo, C.H.R., 2012. Cytotoxicity and Genotoxicity of Root Canal Sealers Based on Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Endodontics* 38, 495–500. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.11.003>

Candeiro, G.T. de M., Correia, F.C., Duarte, M.A.H., Ribeiro-Siqueira, D.C., Gavini, G., 2012. Evaluation of Radiopacity, pH, Release of Calcium Ions, and Flow of a Bioceramic Root Canal Sealer. *Journal of Endodontics* 38, 842–845. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.02.029>

Ford, T.R.P., Torabinejad, M., Abedi, H.R., Bakland, L.K., Kariyawasam, S.P., 1996. USING MINERAL TRIOXIDE AGGREGATE AS A PULP-CAPPING MATERIAL. *The Journal of the American Dental Association* 127, 1491–1494. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1996.0058>

Gandolfi, M.G., Prati, C., 2010. MTA and F-doped MTA cements used as sealers with warm gutta-percha. Long-term study of sealing ability: MTA and F-doped MTA cements. *International Endodontic Journal* 43, 889–901. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2010.01763.x>

Gogos, C., Stavrianos, C., Kolokouris, I., Papadoyannis, I., Economides, N., 2003. Shear bond strength of AH-26 root canal sealer to dentine using three dentine bonding agents. *Journal of Dentistry* 31, 321–326. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(03\)00064-2](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(03)00064-2)

Gomes-Filho, J.E., Moreira, J.V., Watanabe, S., Lodi, C.S., Cintra, L.T.A., Dezan Junior, E., Bernabé, P.F.E., Nery, M.J., Otoboni Filho, J.A., 2012. Sealability of MTA and calcium hydroxide-containing sealers. *J. Appl. Oral Sci.* 20, 347–351. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572012000300009>

Grossman, L.I., 1958. An improved root canal cement. *The Journal of the American Dental Association* 56, 381–385. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1958.0055>

Kataoka, H., Yoshioka, T., Suda, H., Imai, Y., 2000. Dentin Bonding and Sealing Ability of a New Root Canal Resin Sealer. *Journal of Endodontics* 26, 230–235. <https://doi.org/10.1097/00004770-200004000-00009>

Lee, K., Williams, M., Camps, J., Pashley, D., 2002. Adhesion of Endodontic Sealers to Dentin and Gutta-Percha. *Journal of Endodontics* 28, 684–688. <https://doi.org/10.1097/00004770-200210000-00002>

Lynn, E.A., Einbender, S., 2003. The use of mineral trioxide aggregate to create an apical stop in previously traumatized adult tooth with blunderbuss canal. Case report. *N Y State Dent J* 69, 30–32.

Morgental, R.D., Vier-Pelisser, F.V., Oliveira, S.D., Antunes, F.C., Cogo, D.M., Kopper, P.M.P., 2011. Antibacterial activity of two MTA-based root canal sealers: MTA-based root canal sealers. *International Endodontic Journal* 44, 1128–1133. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01931.x>

Neelakantan, P., Nandagopal, M., Shemesh, H., Wesselink, P., 2015. The effect of root dentin conditioning protocols on the push-out bond strength of three calcium silicate sealers. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 60, 104–108. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2015.04.006>

Oliveira, D.S., Cardoso, M.L., Queiroz, T.F., Silva, E.J.N.L., Souza, E.M., De-Deus, G., 2016. Suboptimal push-out bond strengths of calcium silicate-based sealers. *Int Endod J* 49, 796–801. <https://doi.org/10.1111/iej.12519>

Onay, E.O., Ungor, M., Ari, H., Belli, S., Ogus, E., 2009. Push-out bond strength and SEM evaluation of new polymeric root canal fillings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 107, 879–885. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.01.023>

O'Sullivan, S.M., Hartwell, G.R., 2001. Obturation of a retained primary mandibular second molar using mineral trioxide aggregate: a case report. *J Endod* 27, 703–705. <https://doi.org/10.1097/00004770-200111000-00013>

Pitt Ford, T.R., Torabinejad, M., McKendry, D.J., Hong, C.-U., Kariyawasam, S.P., 1995. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 79, 756–763. [https://doi.org/10.1016/S1079-2104\(05\)80313-0](https://doi.org/10.1016/S1079-2104(05)80313-0)

Sagsen, B., Ustün, Y., Demirbuga, S., Pala, K., 2011. Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine: Push-out strength of root canal sealers. *International Endodontic Journal* 44, 1088–1091. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01925.x>

Shipper, G., Ørstavik, D., Teixeira, F.B., Trope, M., 2004. An Evaluation of Microbial Leakage in Roots Filled with a Thermoplastic Synthetic Polymer-Based Root Canal Filling Material (Resilon). *Journal of Endodontics* 30, 6.

Shokouhinejad, N., Gorjestani, H., Nasseh, A.A., Hoseini, A., Mohammadi, M., Shamshiri, A.R., 2013. Push-out bond strength of gutta-percha with a new bioceramic sealer in the presence or absence of smear layer: Bond Strength of a Bioceramic Sealer. *Aust Endod J* 39, 102–106. <https://doi.org/10.1111/j.1747-4477.2011.00310.x>

Silva, E.J.N.L., Rosa, T.P., Herrera, D.R., Jacinto, R.C., Gomes, B.P.F.A., Zaia, A.A., 2013. Evaluation of Cytotoxicity and Physicochemical Properties of Calcium Silicate-based Endodontic Sealer MTA Fillapex. *Journal of Endodontics* 39, 274–277. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.06.030>

Sipert, C.R., Hussne, R.P., Nishiyama, C.K., Torres, S.A., 2005. In vitro antimicrobial activity of Fill Canal, Sealapex, Mineral Trioxide Aggregate, Portland cement and EndoRez. *Int Endod J* 38, 539–543. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2005.00984.x>

Sk, V., Br, G., 2003. Root end filling materials — A review 15, 7.

Tanomaru-Filho, M., Chaves Faleiros, F.B., Saçaki, J.N., Hungaro Duarte, M.A., Guerreiro-Tanomaru, J.M., 2009. Evaluation of pH and Calcium Ion Release of Root-end Filling Materials Containing Calcium Hydroxide or

Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Endodontics* 35, 1418–1421. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.07.009>

Ungor, M., Onay, E.O., Orucoglu, H., 2006. Push-out bond strengths: the Epiphany-Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta-percha. *Int Endod J* 39, 643–647. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2006.01132.x>

Vidotto, A.P.M., Cunha, R.S., Zeferino, E.G., Rocha, D.G.P., de Martin, A.S., 2011. Comparison of MTA Fillapex radiopacity with five root canal sealers 6.

Wanees Amin, S.A., Seyam, R.S., El-Samman, M.A., 2012. The Effect of Prior Calcium Hydroxide Intracanal Placement on the Bond Strength of Two Calcium Silicate-based and an Epoxy Resin-based Endodontic Sealer. *Journal of Endodontics* 38, 696–699. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.02.007>

White, C., Bryant, N., 2002. Combined Therapy of Mineral Trioxide Aggregate and Guided Tissue Regeneration in the Treatment of External Root Resorption and an Associated Osseous Defect. *Journal of Periodontology* 73, 1517–1521. <https://doi.org/10.1902/jop.2002.73.12.1517>
www.angelus.ind.br [WWW Document], n.d. URL www.angelus.ind.br