



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Medicina

“EVALUACION DE LA RESISTENCIA DE ADHESION A LA DENTINA
DE TRES CEMENTOS A BASE DE SILICATO DE CALCIO MEDIANTE
LA PRUEBA PUSH-OUT”

Tesis

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

ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Presenta:

Lic. en Odontología. Otoniel Corrales Lozano

Dirigido por:

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez

Querétaro, Qro. 18 de agosto del 2025

La presente obra está bajo la licencia:
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.es>



CC BY-NC-ND 4.0 DEED

Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional

Usted es libre de:

Compartir — copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato

La licenciante no puede revocar estas libertades en tanto usted siga los términos de la licencia

Bajo los siguientes términos:



Atribución — Usted debe dar [crédito de manera adecuada](#), brindar un enlace a la licencia, e [indicar si se han realizado cambios](#). Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que usted o su uso tienen el apoyo de la licenciante.



NoComercial — Usted no puede hacer uso del material con [propósitos comerciales](#).



SinDerivadas — Si [remezcla, transforma o crea a partir](#) del material, no podrá distribuir el material modificado.

No hay restricciones adicionales — No puede aplicar términos legales ni [medidas tecnológicas](#) que restrinjan legalmente a otras a hacer cualquier uso permitido por la licencia.

Avisos:

No tiene que cumplir con la licencia para elementos del material en el dominio público o cuando su uso esté permitido por una [excepción o limitación](#) aplicable.

No se dan garantías. La licencia podría no darle todos los permisos que necesita para el uso que tenga previsto. Por ejemplo, otros derechos como [publicidad, privacidad, o derechos morales](#) pueden limitar la forma en que utilice el material.



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Endodoncia

“Evaluación de la resistencia de adhesión a la dentina de tres cementos a base de silicato de calcio mediante la prueba push-out”

Tesis

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

Presenta:

Lic. en Odontología. Otoniel Corrales Lozano

Dirigido por:

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez

DR. Rubén Abraham Domínguez Pérez
Presidente

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

DRA. Rosa Martha Pérez Serrano
Vocal

D. EN C. Claudia Adriana Rivera Albarrán
Suplente

M. EN O. Santiago Andaracua García
Suplente

Centro Universitario,
Querétaro, Qro. Agosto 2025
México

Resumen

Introducción: Durante los procedimientos endodónticos, se presentan condiciones que exigen la aplicación de materiales diversos para reemplazar el tejido comprometido o para promover la estimulación, como ocurre con los cementos bioactivos que contienen silicato de calcio. Un ejemplo de ello es el MTA-Angelus, un cemento a base de silicato de calcio utilizado para sellar perforaciones, tratar dientes con formación radicular incompleta u otros procedimientos. Este tipo de materiales debe tener características tanto de radiopacidad como de estabilidad dimensional, biocompatibilidad, ser insolubles bajo condiciones donde se encuentren fluidos tisulares, proporcionar un sellado apropiado y, sobre todo, adaptarse a las paredes dentinarias circundantes. Hasta el momento no existe un material que reúna todas las propiedades necesarias, pero se siguen desarrollando prototipos que pretenden hacerlo en algún momento.

Objetivo: Determinar qué cemento a base de silicato de calcio presenta mayor resistencia de adhesión a la dentina, el MTA-Angelus, o los prototipos MTA-PZ, MTA-P10 o el MTA-PW.

Material y métodos: Se desarrolló un estudio comparativo *in vitro*, produciendo 60 especímenes deacrílico de 2 cm x 3.5 cm, a cada espécimen deacrílico se le integraron 2 discos de dentina radicular de 2 mm de alto. 30 discos se obturaron con el cemento MTA-Angelus, 30 con MTA-PZ, 30 con MTA-P10 y 30 con MTA-PW. Todos se conservaron en una incubadora manteniendo una temperatura estable de 36°C y se dividieron en 3 subgrupos: grupo 1 (1hr), grupo 2 (3 días) y grupo 3 (7 días). Posteriormente, los especímenes deacrílico fueron sometidos a la prueba de push-out usando una máquina universal de pruebas a una velocidad de cruce de 1 mm/min. Los resultados fueron evaluados usando ANOVA y posteriormente la prueba post hoc de Tukey.

Resultados: No se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre el MTA-Angelus y los tres prototipos, lo que indica un comportamiento adhesivo similar. Sin embargo, el prototipo MTA-PW presentó una diferencia estadísticamente significativa en función del tiempo ($p < 0.05$). En particular, se observó un incremento significativo en la resistencia adhesiva a los 7 días.

Conclusiones: Los cementos evaluados mostraron resistencia adhesiva a la dentina similar, sin diferencias estadísticamente significativas entre ellos.

Palabras clave: Resistencia a la adhesión, MTA-Angelus, Push-Out

Summary

Introduction: During endodontic procedures, conditions arise that require the use of various materials to replace compromised tissue or to promote stimulation, as is the case with bioactive cements containing calcium silicate. An example of this is MTA-Angelus, a calcium silicate–based cement used to seal perforations, treat teeth with incomplete root formation, or for other procedures. This type of material must have characteristics such as radiopacity, dimensional stability, biocompatibility, insolubility under conditions involving tissue fluids, the ability to provide an adequate seal, and, most importantly, adaptation to the surrounding dentinal walls. To date, no material possesses all the required properties; however, prototypes continue to be developed with the aim of eventually achieving them.

Objective: To determine which calcium silicate–based cement shows greater bond strength to dentin: MTA-Angelus, MTA-PZ, MTA-P10, or MTA-PW prototypes.

Materials and Methods: An in vitro comparative study was conducted, producing 60 acrylic specimens measuring 2 cm × 3.5 cm. Each specimen contained two root dentin discs, each 2 mm in height. Thirty discs were filled with MTA-Angelus cement, 30 with MTA-PZ, 30 with MTA-P10, and 30 with MTA-PW. All specimens were stored in an incubator at a constant temperature of 36 °C and divided into three subgroups: Group 1 (1 hour), Group 2 (3 days), and Group 3 (7 days). Subsequently, the specimens underwent push-out testing using a universal testing machine at a crosshead speed of 1 mm/min. The results were analyzed using ANOVA, followed by Tukey’s post hoc test.

Results: No statistically significant differences were detected between MTA-Angelus and the three prototypes, indicating similar adhesive performance. However, the MTA-PW prototype showed a statistically significant difference over time ($p < 0.05$). Specifically, a significant increase in bond strength was observed at 7 days.

Conclusions: The evaluated cements exhibited similar bond strength to dentin, with no statistically significant differences between them.

Keywords: Bond strength, MTA-Angelus, Push-out

Dedicatorias

Quiero dedicar este trabajo de tesis a la persona que ha sido mi principal fuente de apoyo y fortaleza a lo largo de todo este proceso: mi madre. Agradezco tu amor incondicional, tu infinita paciencia y tus constantes sacrificios. Sin ti, no habría sido posible llegar hasta aquí. Tu ejemplo de perseverancia y dedicación me ha animado a no rendirme en los momentos de mayor dificultad. Siempre has estado a mi lado, brindándome apoyo emocional y ánimo para enfrentar cada desafío, y por eso te debo tanto.

Agradezco que me hayas enseñado la importancia del trabajo duro, el valor de la educación y por ser mi mayor inspiración. Este logro también es tuyo, porque sin tu amor y dedicación, nada de esto hubiera sido posible.

Agradecimientos

Agradezco a Dios por guiarme siempre por el camino correcto, por darme la fortaleza para no rendirme en este trayecto y por permitirme finalizar esta etapa de mi vida.

A la Universidad Autónoma de Querétaro, por abrirme las puertas y permitirme ser parte de esta casa de estudios.

A mis docentes, por su valioso apoyo, por los conocimientos compartidos, su paciencia y el tiempo dedicado en mi formación.

Al Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez, director y asesor de esta tesis, por su incansable paciencia y por sus aportes científicos y metodológicos, los cuales fueron fundamentales para la realización de este trabajo.

Expreso mi agradecimiento al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por el otorgamiento de la beca que hizo posible la realización de mis estudios de especialidad, así como por el apoyo financiero brindado para el desarrollo de este proyecto de tesis.

Índice

Contenido	Página
Resumen	I
Summary	IV
Dedicatorias	V
Agradecimientos	VI
Índice	VII
Índice de cuadros y figuras	IX
Abreviaturas y siglas	X
I. Introducción	1
II. Antecedentes	3
III. Fundamentación teórica	7
IV. Hipótesis	19
IV.1 Hipótesis de trabajo	19
IV.2 Hipótesis nula	19
V. Objetivos	20
V.1 General	20
V.2 Específicos	20
VI. Material y métodos	21
VI.1 Tipo de investigación	21
VI.2 Unidad de análisis	21
VI.3 Tamaño de los especímenes de acrílico	21
VI.3.1 Criterios de selección	21
VI.3.2 Variables estudiadas	22
VI.4 Técnicas e instrumentos	23
VI.5 Procedimientos	23
Fase I. Recolección y conservación de los dientes	23
Fase II. Manejo, seccionamiento de los dientes y obtención de los discos de dentina	23
Fase III. Fabricación del molde de soporte de los especímenes	25

Fase IV. Adaptación de los especímenes de acrílico	26
Fase V. Obturación de los conductos radiculares de los discos de dentina	29
Fase VI. Almacenamiento de los especímenes de acrílico	30
Fase VII. Medición de resistencia de adhesión	31
VI.5.1 Análisis estadístico	32
VI.5.2 Consideraciones éticas	32
VII. Resultados	33
VIII. Discusión	34
IX. Conclusiones	39
X. Propuestas	40
XI. Bibliografía	41

Índice de cuadros y figuras

Cuadro		Página
1	Comparación de los valores de resistencia de adhesión (Mpa) de cementos a base de silicato de calcio utilizados y colocados después de 1 hora, 3 días y 7 días de incubación.	33

Figura		Página
1	Marcaje y corte para obtener los discos de dentina	24
2	Verificación y ajuste con lija de disco de dentina	22
3	Molde terminado para fabricación de los especímenes de acrílico	26
4	Discos de dentina sumergidos en acrílico	27
5	Especímenes de acrílico terminados y pulidos con dos discos de dentina	28
6	Ampliación de conducto dentinario con fresa y almacenamiento	28
7	Colocación de CSC en conducto de los discos de dentina.	30
8	Almacenamiento de los especímenes de acrílico en incubadora	30
9	Aplicación de prueba push-out	31

Abreviaturas y sigla

Cementos a base de silicato de calcio (CSC)

Silicatos de calcio hidráulicos (HCSC)

Fosfato cálcico amorfo (CPP).

Agregado de trióxido mineral (MTA)

Milímetro (mm)

Minuto (Min)

Ácido etilendiaminotetraacético (EDTA)

Hidróxido de calcio ($\text{Ca}(\text{OH})_2$)

Silicato dicálcico (Ca_2SiO_4)

Silicato tricálcico (Ca_3SiO_5)

Aluminato tricálcico ($\text{Ca}_3\text{Al}_2\text{O}_6$)

Sulfato de calcio (CaSO_4)

Material Restaurador Intermedio (IRM)

Potencial de hidrógeno (pH)

Megapascal (Mpa)

Newtons (N)

Introducción

La presencia de condiciones indeseables como perforaciones, reabsorción o ápices abiertos dificulta el logro de un sellado hermético utilizando el material de obturación tradicional (gutapercha con sellador) (Al-Hiyasat y Yousef, 2022). Las perforaciones radiculares por causas iatrogénicas o no iatrogénicas se encuentran entre las razones más comunes de fracaso endodóntico, con una prevalencia del 9.6%. Estas perforaciones provocan la conexión artificial entre el espacio del conducto radicular y el periodonto (Alipour et al., 2022). Por lo tanto, existe la necesidad de un material reparador que se adhiera bien a la dentina del conducto radicular y mantenga la integridad de la interfaz material-dentina en condiciones estáticas y resista el desplazamiento del material durante la función y los procedimientos operativos (AlHiyasat y Yousef, 2022).

Los materiales de reparación de perforaciones radiculares deben ser biocompatibles, dimensionalmente estables, radiopacos, insolubles en presencia de fluidos tisulares, proporcionar un sellado apropiado y adaptarse a las paredes dentinarias circundantes (Mente et al., 2010). En el pasado, para el tratamiento de la perforación se utilizaban láminas de indio, gutapercha, amalgama, óxido de zinc, ionómeros de vidrio e hidróxido de calcio (Bhagya et al., 2018). Sin embargo, hoy en día, los cementos a base de silicato de calcio (CSC) se han utilizado en estos casos debido a que se han reportado más éxitos clínicos (Chan et al., 2020).

El agregado de trióxido mineral (MTA) es la primera generación de CSC desarrollada hace más de 25 años (Alipour et al., 2022). Es un material de silicato de calcio con adecuadas propiedades físicas y químicas, baja citotoxicidad y buena superficie para la unión celular. Se considera el material de referencia para procedimientos clínicos como reparación de perforaciones, reparación de resorción, revascularización, tapón apical en ápices abiertos, obturación retrógrada en cirugía apical y en terapia de pulpa vital (Dawood et al., 2015). Sin embargo, su largo tiempo de fraguado, manejo difícil, alto costo y riesgo de decoloración dental están entre sus inconvenientes (Shokouhinejad et al., 2016).

Uno de los problemas que se encuentra en la terapia de sellado es el desplazamiento del biomaterial como resultado de la aplicación de fuerzas de condensación mecánica para la restauración final de la cavidad o de cargas oclusales (Reboloso de Barrio et al., 2021). Un cemento endodóntico ideal debería adherirse firmemente a la dentina. Es posible que existan variaciones en las propiedades adhesivas de los cementos endodónticos, debido a que su interacción con la dentina puede depender de su composición química. No prestar atención a este problema puede resultar en el desalojo del biomaterial y la pérdida del sellado, lo que lleva a filtraciones bacterianas y eventual fracaso de la terapia. Los materiales endodónticos deben tener una adaptación óptima a la estructura dental y poseer una alta resistencia a la separación frente a fuerzas de desalojo, especialmente en el tratamiento de perforaciones (Amoroso et al., 2014). Este estudio tuvo como objetivo comparar la resistencia de adhesión del MTA-Angelus y tres cementos prototipo desarrollados en el Laboratorio Multidisciplinario de Investigación Odontológica de la Facultad de Medicina de la UAQ, el MTA-PW, MTA-P10 y el MTA-PZ a la hora, 3 días y 7 días después de su aplicación.

II. Antecedentes

Dawood et al. (2015) estudiaron la resistencia de adhesión de CSC modificados con fosfopéptido de caseína y fosfato cálcico amorfo (CPP). La resistencia de adhesión de un MTA de prueba también se comparó con dos CSC (Biodentine y MTA-Angelus). Prepararon discos de dentina de 1 mm de espesor a partir de 60 dientes humanos de raíz única. El espacio del conducto de cada disco de dentina lo ampliaron y lo rellenaron con los cementos a estudiar. Los discos de dentina se almacenaron en una solución de fosfato. Después de la incubación durante 2 meses, midieron la resistencia de adhesión usando la prueba de push-out y los datos los analizaron mediante un análisis de varianza unidireccional seguido de la prueba de Tukey. Como resultado se encontró que la adición de CPP a los cementos de prueba aumentó la resistencia de adhesión. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre MTA-Angelus y el MTA de prueba con concentraciones de CPP.

Oliveira et al. (2016) evaluaron y compararon la resistencia de adhesión por medio de la prueba de push-out del MTA Fillapex (Angelus, Londrina, Brasil) y del iRoot SP (Innovative BioCeramix Inc., Vancouver, Canadá) con las paredes dentinarias de los conductos radiculares. Utilizaron como materiales de referencia al AH Plus (Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemania) y al MTA-Angelus (Londrina, Brasil). Para este estudio seleccionaron sesenta dientes unirradiculares humanos extraídos. Después de la preparación e irrigación estandarizadas de los conductos, los conductos se secaron con puntas de papel y se rellenaron con uno de los cuatro selladores: AH Plus, iRoot SP, MTA-Angelus y MTA Fillapex. Seccionaron las raíces y realizaron pruebas de push-out. Los valores de resistencia de adhesión los analizaron mediante la prueba de Kruskal-Wallis. Como resultado se encontraron diferencias significativas entre los materiales: AH Plus tuvo una resistencia de adhesión significativamente mayor en comparación con el Fillapex y el iRoot SP. Tanto Fillapex como iRoot SP tuvieron resistencia de adhesión más baja entre todos los grupos experimentales. No se produjeron diferencias entre los dos selladores de conductos radiculares a base de silicato de calcio. La adhesión a la dentina radicular asociada con los nuevos selladores a base de silicato de calcio se vio

comprometida incluso cuando se utilizaron condiciones de laboratorio bien monitoreadas.

Silva et al. (2016) investigaron la resistencia de adhesión proporcionada por MTA HP, un nuevo CSC de alta plasticidad. Utilizaron Biodentine y MTA-Angelus como materiales de referencia para comparación. Obtuvieron tres discos de dentina de 1 mm de espesor del tercio medio de las raíces de 5 caninos maxilares. Perforaron tres orificios de 0.8 mm de ancho en la superficie axial de cada disco de dentina. Luego los agujeros los secaron con puntas de papel y rellenaron con uno de los tres cementos probados. Los discos de dentina obturados los sumergieron en una solución salina con fosfato durante 7 días antes de la evaluación. Aplicaron la prueba de Kruskal-Wallis para evaluar el efecto de cada cemento endodóntico sobre la resistencia de adhesión por medio de la prueba push-out. Hubo diferencias significativas entre los materiales: MTA HP tuvo una fuerza de unión significativamente mayor que MTA-Angelus. MTA HP mostró una mejor resistencia de adhesión que su predecesor, MTA-Angelus; sin embargo, Biodentine tuvo una mayor resistencia al desplazamiento que ambas formulaciones de MTA.

Akbulut et al. (2019) estudiaron la resistencia de adhesión mediante la prueba push-out de un nuevo material de reparación radicular a base de silicato de calcio, BIOfactor MTA, en comparación con el MTA-Angelus y Biodentine. Extrajeron las partes coronales de 12 incisivos centrales y embebieron las raíces en bloques de resina acrílica. La dentina media de cada diente se seccionó horizontalmente en segmentos de 1 mm y se obtuvieron 3 discos de dentina de cada raíz. Con una fresa de diamante crearon tres orificios estandarizados similares a conductos de 1 mm de diámetro paralelos al conducto radicular en cada corte de dentina. Los agujeros los rellenaron con MTA-Angelus, Biodentine o BIOfactor MTA. Se colocó una gasa húmeda sobre los discos de dentina con cemento y se almacenaron en una incubadora a 37°C durante 7 días para permitir el fraguado completo. Luego los discos de dentina se sometieron al método de push-out utilizando una máquina de prueba universal con una velocidad de 1 mm/min. Los datos se analizaron estadísticamente mediante la prueba de Friedman. Como resultado, no hubo diferencias significativas entre los valores de resistencia de adhesión de MTA-Angelus, Biodentine y BIOfactor MTA. La mayoría de los discos de dentina exhibieron

falla de cohesión en todos los grupos, y la tasa más alta se encontró en el grupo Biodentine. Según los resultados del estudio, MTA-Angelus, Biodentine y BIOfactor MTA mostraron resistencias adhesivas similares.

Kurup et al. (2021) documentaron datos sobre la resistencia de adhesión por medio de una prueba push-out de tres selladores diferentes para tratamientos de conducto radicular, MTA Fillapex, AH plus (a base de resina epóxica) y Apexit plus (a base de hidróxido de calcio). Seleccionaron al azar 45 incisivos centrales maxilares humanos recién extraídos con ápices maduros. Todos los dientes se seccionaron en la unión cemento-esmalte utilizando un disco de diamante antes de comenzar la preparación del conducto radicular para obtener una longitud de raíz de 12 mm. Todos los dientes fueron instrumentados utilizando instrumentos rotatorios ProTaper. Se utilizó hipoclorito de sodio al 5% para la irrigación entre instrumentación, seguido de EDTA al 17% y enjuague final con solución salina. Los procedimientos de obturación los realizaron mediante la técnica de cono único de gutapercha. Asignaron aleatoriamente 45 raíces a 3 grupos de 15 para obturación con conos de gutapercha y 1 de los 3 selladores. Grupo 1 = Sellador MTA Fillapex + gutapercha, Grupo 2 = AH más sellador + gutapercha, Grupo 3 = Apexit más sellador + gutapercha. Las raíces las seccionaron horizontalmente a su conducto en 3: coronal, media y apical mediante una máquina de corte de precisión, con un espesor de 3 mm. Los discos de dentina con cemento se sometieron a una prueba push-out utilizando una máquina de prueba universal. La velocidad de carga fue de 1 mm/min hasta que se produjo el desprendimiento del material. AH Plus mostró valores significativamente superiores a al MTA Fillapex y al Apexit plus. El sellador AH Plus mostró una diferencia significativa con los grupos MTA Fillapex y Apexit plus. Sin embargo, no hubo diferencias significativas entre MTA Fillapex y Apexit plus. Por lo tanto, AH Plus tuvo la resistencia de adhesión más alta y MTA Fillapex tuvo la resistencia de adhesión más baja.

Sarrafan et al. (2023) evaluaron la resistencia de adhesión por medio de la prueba push-out del MTA-Fillapex, Endoseal MTA, AH26 y Sure-Seal Root a la dentina radicular. Este estudio *in vitro* lo realizaron en 160 premolares mandibulares extraídos. Después de la preparación del conducto radicular, los dientes los dividieron aleatoriamente en cuatro grupos: uno de secado con etanol, secado con puntas de papel, vacío de aire y un control (conducto húmedo). Cada grupo se dividió en cuatro subgrupos para el uso de los selladores AH26, Sure-Seal Root, MTA-Fillapex y Endoseal MTA. Los datos fueron analizados mediante las pruebas de Kruskal-Wallis y Games-Howell. La media máxima de prueba push-out se registró por igual en los grupos de etanol y de papel, y fue significativamente mayor que la de los grupos de control y de vacío de aire. En el uso del sellador AH26, los valores en el secado con etanol fueron significativamente mayores que en todos los demás métodos. Los valores en el secado con una punta de papel también fueron significativamente mayores en comparación con los métodos de control y de vacío de aire. En el uso de MTA-Fillapex y Endoseal-MTA, la técnica de secado no tuvo ningún efecto significativo sobre los valores. Las fallas adhesivas y mixtas fueron las más comunes en todos los grupos de secado.

III. Fundamentación teórica

ADHESIÓN DENTAL

El concepto de “adhesión” se refiere, en términos generales, a la unión entre dos materiales diferentes. En el ámbito odontológico, este término hace alusión a la interacción adhesiva que se establece entre los tejidos dentales, como el esmalte o la dentina, y diversos materiales utilizados en procedimientos clínicos, tales como resinas compuestas, selladores de fosetas y fisuras, o cementos (Sofán et al., 2017).

UNIÓN MECÁNICA

La fuerte adhesión de dos sustancias puede llevarse a cabo por retención mecánica más que por atracción molecular. Esta retención estructural puede ser macroscópica, como sucede con los tornillos o pernos. También puede comprender mecanismos más sutiles como la penetración del adhesivo en irregularidades microscópicas o submicroscópicas, como en grietas o poros en la superficie del sustrato. Este mecanismo se ha utilizado mucho en odontología en vez de los materiales de restauración o cementos que actúan como verdaderos adhesivos (Phillips, 2004).

FENÓMENO DE LA ADHESIÓN

Tensión superficial:

La tensión superficial: La fuerza cohesiva que actúa sobre la superficie de los líquidos es responsable del fenómeno de tensión superficial. Se afirma que el fenómeno de la tensión superficial se debe a una atracción molecular no equilibrada en la superficie de los líquidos. Las moléculas en el volumen del líquido son atraídas en todas las direcciones por las moléculas adyacentes, y la fuerza resultante sobre la molécula es cero. Sin embargo, las moléculas orientadas en la superficie del líquido son principalmente atraídas hacia el volumen del líquido, porque no existe tal fuerza cohesiva justo encima de la superficie. Esto da lugar a una atracción molecular no equilibrada. El efecto resultante es que las moléculas en la superficie son atraídas hacia el volumen del

líquido. Esta fuerza contráctil en la superficie se conoce como tensión superficial o energía libre superficial (Chandu et al., 2014)

Humectación

Se refiere a la capacidad de un líquido para mojar y extenderse sobre un sólido, lo que permite que una capa de agua o fluido llegue a las irregularidades del material, aumentando la interacción entre ambos. Un ejemplo de esto es el adhesivo dental, que es una sustancia diseñada para unir dos superficies mediante el fenómeno de la adhesión (Hernández, 2004).

Ángulo de contacto

Hace referencia a la interfaz que se forma entre el adhesivo y el cohesivo. Se genera una fuerza significativa en la adhesión cuando el adhesivo se adhiere al material, lo que hace que el ángulo de contacto se aproxime a cero. Esto mejora las posibilidades de humectación, reactividad química y contacto físico entre ambos materiales (Arenas et al., 2007).

Adhesión entre un cemento endodóntico y la dentina

La adhesión de un cemento sellador endodóntico se define como la capacidad del material para establecer una unión mecánica eficaz con las paredes del conducto radicular, asegurando así la cohesión entre los conos de gutapercha y la dentina radicular (Haragushiku et al., 2010).

La adhesión entre un cemento reparador y la dentina se caracteriza por un mecanismo combinado de retención micromecánica e interacción bioactiva. Este tipo de cementos tiene la capacidad de liberar iones cálcicos y formar una capa interfacial rica en hidroxiapatita, lo que favorece una unión funcional con la dentina mediante un proceso de biomineralización (Reyes et al., 2009).

Resistencia a la adhesión

La resistencia a la adhesión es la capacidad de un material restaurador para mantener una unión firme y estable con la estructura dental, ya sea esmalte o dentina, frente a las fuerzas físicas y químicas a las que está expuesto en la cavidad oral. Esta resistencia es fundamental para garantizar la durabilidad y funcionalidad de restauraciones dentales, evitando la desinserción del material, la filtración marginal y el desarrollo de caries secundaria (Van Meerbeek et al., 2003).

La resistencia a la adhesión en endodoncia se refiere a la capacidad que tienen los materiales de obturación, como selladores y postes intrarradiculares, para mantenerse firmemente adheridos a la dentina radicular y a la estructura dental circundante durante y después del tratamiento de conductos. Esta resistencia es fundamental para asegurar un sellado efectivo del conducto radicular, prevenir la reinfección bacteriana y proporcionar la retención necesaria para la restauración dental (Van Meerbeek et al., 2003).

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 del conducto radicular (Reyhani et al., 2014).

Actualmente, el método más empleado para evaluar la resistencia adhesiva de algunos materiales dentales es la prueba push-out (Chen et al., 2013).

DENTINA

La dentina representa el componente principal de la estructura dental, y sus características resultan fundamentales en la mayoría de los procedimientos relacionados con la Odontología Restauradora (Marshall et al., 1997).

Desde el punto de vista químico, la dentina está compuesta aproximadamente por un 50% de contenido mineral en volumen, constituido principalmente por cristales de hidroxiapatita ricos en carbonatos y con bajo contenido de calcio; un 30% corresponde a

matriz orgánica, compuesta en su mayoría por colágeno tipo I; y el 20% restante es fluido con características similares al plasma sanguíneo (LeGeros, 1990). Su microestructura se caracteriza por una abundante red de túbulos dentinarios, los cuales están rodeados por una zona hipermineralizada denominada dentina peritubular. Esta región se encuentra incrustada en una matriz intertubular compuesta principalmente por colágeno tipo I, que integra cristales de hidroxiapatita y fluido dentinario en forma de una red tridimensional. Los túbulos se extienden desde la cámara pulpar hasta la unión amelodentinaria, y su número y tamaño varían según la región. En la zona cercana a la unión amelodentinaria, los túbulos representan alrededor del 1% del área total de superficie dentinaria (con un diámetro aproximado de 0.8 μm), mientras que hacia la pulpa pueden alcanzar hasta el 22% del área (con un diámetro de 2.5 μm) (Pashley et al., 1989).

MTA

El MTA es un cemento bioactivo diseñado originalmente como material de reparación endodóntica y obturación radicular con propiedades físicas y características de fraguado favorables (Sluyk et al., 1998). Las indicaciones y aplicaciones clínicas del MTA se han ampliado considerablemente desde sus usos originales recomendados (Parirokh et al., 2010). Recientemente, el MTA se ha convertido en un sustituto común del $\text{Ca}(\text{OH})_2$ (Hidróxido de calcio), ya que los resultados de estudios clínicos disponibles que comparan el MTA con el $\text{Ca}(\text{OH})_2$ indican su superioridad (Bakland et al., 2012).

Composición

Polvo: Cemento Portland purificado (mezcla de silicato dicálcico [Ca_2SiO_4], silicato tricálcico [Ca_3SiO_5], aluminato tricálcico [$\text{Ca}_3\text{Al}_2\text{O}_6$], sulfato de calcio [CaSO_4 , yeso], óxido de bismuto y en pequeñas cantidades de SiO_2 , CaO , MgO , K_2SO_4 y Na_2SO_4 (Dawood, 2017; Chang, 2018).

Líquido: Agua destilada (Dawood et al., 2017).

Color

La primera fórmula de MTA presentó un color gris, lo que perjudicó su uso en áreas estéticas (Bortoluzzi, 2012; Akbari, 2012). La pigmentación dental animó a los fabricantes a desarrollar una formulación del color de los dientes. El MTA blanco se introdujo para resolver el problema relacionado con la alteración del color dental (Akbari et al., 2012).

La reducción en la cantidad de algunos componentes de este material dio como resultado una composición blanca. Sin embargo, esta fórmula también provocó la decoloración de los dientes. Así, se realizaron estudios para detectar el componente involucrado en esta interacción y se encontró que el óxido de bismuto estaba asociado con la decoloración de los dientes (Duarte et al., 2018).

Tiempo de fraguado

Clínicamente, algunas condiciones como una retro obturación y el sellar una perforación requieren un tiempo de fraguado rápido para evitar la disolución de los componentes del MTA por la sangre o los fluidos tisulares (Bramante et al., 2013).

El tiempo de fraguado del MTA presenta variabilidad clínica considerable según diferentes estudios y marcas comerciales. En general, el MTA blanco requiere un periodo de fraguado más prolongado en comparación con el MTA gris (Chang et al., 2014). Específicamente, el tiempo de fraguado del MTA gris oscila entre 2 horas 45 minutos y 2 horas 55 minutos, mientras que el MTA blanco, como el MTA-Angelus (Angelus Industria de Productos Odontológicos, Londrina, Brasil), presenta un tiempo de fraguado inicial inferior a 10 minutos (Dawood et al., 2017). Se han realizado estudios en el que se demuestra que la temperatura ambiente antes y después de la mezcla tiene un impacto significativo en el tiempo de fraguado del MTA y el aumento de la temperatura ambiente reduce el tiempo de fraguado (Sharifi et al., 2015).

Radiopacidad

La radiopacidad constituye una característica fundamental en los materiales endodónticos, los cuales deben exhibir mayor radiopacidad que la dentina. Para evaluar esta propiedad en los selladores de conductos radiculares, se emplean las normas establecidas por la Organización Internacional de Normalización, específicamente ISO 13116:2014 e ISO 6876:2012 (American National Standards Institute y American Dental Association, 2021).

Se dice que el MTA está compuesto por una mezcla de CSC y óxido de bismuto en una proporción de 4:1. La adición de óxido de bismuto aumentó la radiopacidad del MTA a niveles superiores a la equivalencia de 3 mm de la sugerida por la norma ISO 6876 (Torabinejad, 1995; Camilleri, 2010).

El MTA presenta una radiopacidad inferior a la de materiales como IRM, amalgama o gutapercha. Su radiodensidad es comparable a la del óxido de zinc eugenol y ligeramente superior a la de la dentina (Rao y Shenoy, 2009).

pH

Un ambiente alcalino promueve la diferenciación osteogénica y la formación ósea. Por lo tanto, diversas respuestas biológicas y moleculares que influyen en la reparación y regeneración pueden depender del pH local (Gandolfi et al., 2012).

El MTA, cuando entra en contacto con el fluido tisular, se disuelve y libera iones hidroxilo, lo que aumenta el pH a 11-12 y contribuye a la formación de dentina reparadora (Kucukkaya et al., 2023). Los iones hidroxilo liberados de los biomateriales también crean un ambiente hostil para la supervivencia bacteriana y la proliferación, reduciendo la reinfección (Smoczer, 2023; Khatri, 2023).

Microdureza

La microdureza del MTA se reduce significativamente cuando se expone a un ambiente ácido (pH 5), como ocurre en condiciones inflamatorias. Además, un incremento en la presión aplicada durante la condensación influye en la microdureza al generar una masa más compacta con menos microcanales disponibles para la absorción de agua, lo que conlleva a una disminución en la microdureza del material (Lee et al., 2004).

Microfiltración

A pesar de los diversos avances en materiales y técnicas de obturación, el fracaso todavía es evidente en algunos casos, principalmente debido a microfiltración bacteriana (Swanson, 1987; Khayat, 1993; D'costa 2017).

Varios estudios han declarado que el MTA proporciona un excelente sellado apical y el MTA demostró su superioridad sobre otros materiales comúnmente utilizados (Fischer, 1998; Andelin, 2002). El MTA exhibe menor microfiltración y un mejor sellado en comparación con materiales tradicionales como la amalgama, los basados en óxido de zinc y eugenol, el ionómero de vidrio convencional y la gutapercha cuando se emplea en tratamientos endodónticos. Además, este material presenta una expansión durante su fraguado, lo cual podría contribuir a su destacada capacidad de sellado (Shipper et al., 2004).

Resistencia Compresiva

La capacidad para resistir la compresión es una propiedad física clave en los cementos bioactivos. Cuando se utiliza en terapias pulpares vitales, el cemento debe tener la capacidad de resistir el estrés masticatorio (De Carvalho et al., 2010).

Durante aplicaciones clínicas como la reparación de perforaciones o la apexificación, los materiales pueden entrar en contacto con fluidos tisulares como saliva o sangre que pueden penetrar en el MTA y, a su vez, pueden afectar la resistencia al alterar el mecanismo de fraguado y provocar la falla del cemento fraguado (Oloomi et al., 2013).

Nekoofar et al. (2010) demostraron que la contaminación sanguínea disminuye la resistencia a la compresión del MTA.

En otro estudio, la resistencia a la compresión del MTA en condiciones normales como en condiciones contaminadas no se vio afectada significativamente por la contaminación con fluidos del tejido bucal como sangre y saliva (Subramanyam y Vasantharajan, 2017).

Veinticuatro horas después del fraguado, el MTA tenía un valor de resistencia a la compresión promedio de 40 MPa, que era significativamente menor que la amalgama de plata y el material de restauración intermedia (IRM). Sin embargo, 3 semanas después, la resistencia a la compresión del MTA aumentó a 67 MPa, ya que el MTA continúa madurando hasta por 1 año. La resistencia a la compresión de Angelus MTA fue de 46.4 MPa y 65.1 MPa después de un almacenamiento de 24 h y 4 días, respectivamente, en un ambiente acuoso a 37 °C (Dawood et al., 2017).

APLICACIONES CLÍNICAS DEL MTA

Recubrimiento pulpar

El principal reto en la odontología restauradora contemporánea consiste en estimular la remineralización de la dentina cariada con hipomineralización, con el objetivo de proteger y mantener la vitalidad pulpar (Schwendicke et al., 2016).

En el tratamiento de lesiones cariosas extensas, las exposiciones pulpares pueden ser inevitables. Sin embargo, algunos profesionales de la odontología mantienen cierta cautela frente a la realización de recubrimientos pulpares directos, debido a la incertidumbre histórica asociada a esta técnica como opción terapéutica definitiva, el uso de MTA puede mejorar significativamente los resultados a largo plazo. Este material presenta una menor solubilidad en comparación con el hidróxido de calcio y ofrece un mejor sellado gracias a su expansión durante el fraguado, lo que garantiza un cierre hermético del espacio pulpar y previene la contaminación bacteriana externa. Diversos estudios han evidenciado que, en casos asintomáticos o con pulpitis reversible, el recubrimiento pulpar con MTA constituye una opción terapéutica viable (Farsi, 2006;

Bogen, 2008). Además, análisis histológicos indican una menor inflamación y una mayor formación de puentes dentinarios con MTA en comparación con el hidróxido de calcio convencional (Faraco y Holland, 2001).

Terapia Pulpar Vital (Pulpotomía y Apexogénesis)

En situaciones de pulpitis irreversible, donde las bacterias han invadido la cámara pulpar, se puede considerar la realización de una pulpotomía (Barrieshi, 2006; Camp, 2008; Witherspoon, 2008). Este procedimiento, también conocido como apexogénesis, tiene como objetivo principal favorecer la formación completa del ápice y la raíz dental. Se indica en dientes inmaduros con formación radicular incompleta que aún contienen tejido pulpar vital, preservando la pulpa radicular que se considera relativamente libre de inflamación. Bajo estas condiciones, a nivel histológico, se produce la diferenciación de los odontoblastos, la deposición continua de dentina y la continuación del desarrollo radicular. Esto conduce al engrosamiento de las paredes radiculares, disminuyendo así el riesgo de fractura, y al cierre apical (apexogénesis), que forma una constricción apical natural facilitando futuros procedimientos de obturación del conducto radicular (Tawil et al., 2015).

Apexificación

El tratamiento de una pulpa necrótica en raíces inmaduras con paredes dentinarias muy delgadas representa un desafío debido al alto riesgo de fractura radicular. La regeneración del complejo dentina-pulpa es un enfoque moderno que consiste en desinfectar el sistema de conductos radiculares mediante una pasta antibiótica triple, seguida de la reparación y regeneración del tejido. Este procedimiento busca promover el engrosamiento progresivo de las paredes laterales de dentina mediante la formación de nueva dentina como tejido duro (Banchs, 2004; Miller, 2012). Sin embargo, aún se requiere investigación adicional para determinar con certeza si el tejido duro recién formado fortalece efectivamente la raíz delgada preexistente (Tawil et al., 2015).

Tradicionalmente, este problema se ha manejado mediante un tratamiento prolongado con hidróxido de calcio, que puede extenderse por varios años, requerir múltiples

consultas y, teóricamente, aumentar el riesgo de fractura de la raíz afectada (Andreasen et al., 2002). En contraste, el MTA ha surgido como una alternativa predecible y eficaz, permitiendo la creación de un tapón apical biocompatible en una sola sesión (Witherspoon et al., 2001, 2008).

Perforación de raíz

Las perforaciones suelen originarse por causas iatrogénicas, generando una comunicación entre el conducto pulpar y el tejido perirradicular durante la preparación del acceso o en la conformación del conducto radicular. Además, estas perforaciones pueden presentarse en casos de reabsorción radicular interna, donde el proceso afecta todo el espesor radicular. Gracias a su destacada capacidad de sellado y biocompatibilidad, el MTA se ha empleado con éxito para la reparación de perforaciones radiculares, ofreciendo resultados predecibles (Main, 2004; Mente, 2014).

Retro-obturación

La obturación radicular, también conocida como retro-obturación, se realiza en endodoncia cuando es necesario un abordaje microquirúrgico extraradicular para tratar patologías endodónticas. La mayoría de los casos sometidos a tratamiento quirúrgico no pueden manejarse de forma predecible mediante métodos ortógrados convencionales, debido a la complejidad anatómica del conducto o a complicaciones iatrogénicas durante los tratamientos previos (Chong, 2004; Kim, 2006). El MTA destaca por sus excelentes propiedades de sellado físico, además de ofrecer un sello biológico adicional que se logra gracias a la proliferación celular directa sobre el cemento durante el proceso de cicatrización (Kim, 2006; Tawil, 2009).

Prototipos

Los cementos de silicato de calcio hidráulicos (HCSC) están compuestos principalmente por silicato dicálcico y tricálcico; tienen la capacidad de fraguar en ambientes húmedos. Inicialmente, se propusieron para usos como el sellado retrógrado en cirugía apical, la corrección de perforaciones junto con la generación de barreras apicales.

Posteriormente, se utilizaron en recubrimientos pulpaes directos o terapias pulpaes vitales (Krupp, 2013; Bonte, 2015; Çalışkan, 2016).

Los prototipos HCSC priorizan la optimización de las propiedades físicas, mecánicas y biológicas de los CSC, al mismo tiempo que minimizan los costos de producción, en concordancia con el desarrollo sostenible y las consideraciones medioambientales (Khurshid et al., 2024).

En los años recientes, se han desarrollado numerosos prototipos en el Laboratorio de Investigación Odontológica Multidisciplinaria, de los cuales se presentan tres a continuación:

Prototipo MTA-PW

Composición

Polvo: Silicato de calcio con un 17.5% de reemplazo en peso de tungstato de calcio.

Líquido: Agua destilada.

Prototipo MTA-PZ

Composición

Polvo: Silicato de calcio con un 17.5% de reemplazo en peso de óxido de circonio.

Líquido: Agua destilada.

Prototipo MTA-P10

Composición

Polvo: Silicato de calcio con un 10% de reemplazo en peso de tungstato de calcio y un 10% en peso de reemplazo de óxido de circonio.

Líquido: Agua destilada.

Push-out

La prueba push-out es un método confiable para medir la resistencia de adhesión dentinaria de los cementos endodónticos y la carga de la prueba simula fielmente las tensiones clínicas (Alipour et al., 2022). Consiste en un ensayo mecánico en el que se aplica una carga de tracción longitudinalmente al eje largo de la raíz hasta que el material es expulsado; esto permite establecer la resistencia adhesiva (De-Deus et al., 2015).

Procedimiento general de la prueba push-out

1. Preparación de los discos de dentina radicular

- Se secciona un disco horizontal de 1–2 mm de grosor de una raíz unirradicular
- Se instrumenta el conducto radicular, y luego se rellena con el material que se desea evaluar
- Los discos de dentina radicular se almacenan en condiciones controladas durante un periodo para permitir el fraguado del material.

2. Aplicación de la carga

- El disco de dentina radicular se coloca en un soporte especial de una máquina de pruebas universales.
- Se alinea un punzón metálico que aplica fuerza desde el lado apical hacia el lado coronal o viceversa.
- Se aplica una carga en dirección axial a una velocidad constante hasta que el material es expulsado del disco.
- La máquina registra la fuerza máxima que fue necesaria para desalojar el material (Pane et al., 2013).

IV. Hipótesis

IV.1 Hipótesis de trabajo

El cemento a base de silicato de calcio MTA-Angelus presenta mayor resistencia de adhesión que los prototipos MTA-PW, MTA-P10 y MTA-PZ.

IV.2 Hipótesis nula

Los cementos prototipo a base de silicato MTA-PW, MTA-P10 y MTA-PZ presentan mayor resistencia de adhesión que el MTA-Angelus.

V. Objetivos

V.1 Objetivo general

Determinar qué cemento a base de silicato de calcio presenta mayor resistencia de adhesión: el MTA-Angelus o los prototipos MTA-PW, MTA-P10 y MTA-PZ.

V.2 Objetivos específicos

- 1.** Evaluar la resistencia de adhesión del cemento a base de silicato de calcio, MTA-Angelus.
- 2.** Evaluar la resistencia de adhesión del cemento prototipo a base de silicato de calcio, MTA-PW.
- 3.** Evaluar la resistencia de adhesión del cemento prototipo a base de silicato de calcio, MTA-P10.
- 4.** Evaluar la resistencia de adhesión del cemento prototipo a base de silicato de calcio, MTA-PZ.
- 5.** Comparar la resistencia de adhesión de los cuatro cementos a base de silicato de calcio.

VI. Material y métodos

VI.1 Tipo de investigación

Experimental *in vitro*

VI.2 Unidad de análisis

Discos de dentina de 2 mm de alto con un conducto único de 1.5 mm de diámetro, obturados con diferentes cementos a base de silicato de calcio.

VI.3 Tamaño de la muestra

El tamaño de la muestra fue determinado por conveniencia, empleándose un total de 120 discos de dentina. La justificación para este tamaño se basó en una revisión bibliográfica que mostró que estudios similares habitualmente utilizan tamaños de muestra comparables. Por ejemplo, Donnermeyer et al. (2018) utilizaron 80 discos de dentina; Retana et al. (2021), también 80 discos; Mohammadian et al. (2019), 90 discos; y Majeed y AlShwaimi (2017) emplearon igualmente 90 discos de dentina.

VI.3.1 Criterios de selección

Criterios de inclusión

Discos de dentina de un diente premolar de un solo conducto con forma redonda u oval, correctamente obturados con el CSC correspondiente.

Criterios de exclusión

Discos de dentina que sobrepasaron las medidas requeridas y que presentaron lesiones cariosas, fisuras o líneas de fracturas en su estructura.

Criterios de eliminación

Discos de dentina que, durante la fase experimental, presentaron algún daño que impidió la evaluación de la variable de interés.

VI.3.2 Variables estudiadas

Las variables independientes en este estudio fueron cada uno de los cementos a base de silicato de calcio. Se incluyeron cuatro cementos diferentes: un material comercial ampliamente conocido, el MTA-Angelus y tres prototipos experimentales desarrollados en laboratorio: MTA-PZ, MTA-P10 y MTA-PW. La variable dependiente en este estudio fue la resistencia a la adhesión, definida como la capacidad del material para resistir fuerzas de separación en la interfaz entre el cemento y la dentina. La resistencia a la adhesión fue realizada mediante la prueba push-out y expresada en megapascuales (MPa), unidad del Sistema Internacional que representa presión o tensión. Esta variable fue medida en una escala continua, lo que permite obtener valores numéricos con alta precisión, facilitando así la comparación entre distintos materiales y condiciones experimentales.

VI.4 Técnicas e instrumentos

Se empleó una máquina universal de pruebas (CMS Metrology 21559044, STC-500kg) conectada a una computadora que, mediante un software especializado, permitió registrar los datos de forma gráfica. En dicho gráfico se identificó y midió con precisión la fuerza necesaria para que el material de obturación se desprendiera del conducto radicular. Este procedimiento se realizó para cada disco de dentina sumergido en los especímenes deacrílico. Gracias al software utilizado, fue posible determinar el punto exacto de separación del material del conducto, registrando los valores en megapascuales (MPa) y newtons (N).

VI.5 Procedimientos

Fase I. Recolección y conservación de los dientes

1. Se recolectaron 120 dientes premolares con una sola raíz. Tras la realización de los experimentos, los dientes fueron desechados siguiendo las normas de bioseguridad y los protocolos para la disposición de desechos biológicos infecciosos.
2. Los dientes recolectados se lavaron y tallaron profusamente con agua de la llave y un cepillo de dientes para retirar restos de sangre y tejido orgánico.
3. Posteriormente, los dientes se almacenaron en un recipiente con solución fisiológica y se retiraron de dicha sustancia hasta que fueron utilizados.

Fase II. Manejo, seccionamiento de los dientes y obtención de los discos de dentina

1. Se realizaron dos marcas horizontales con un plumón (Sharpie) punto fino en la raíz del diente recolectado, una marca fue en la unión cemento-esmalte y la otra marca en la raíz del diente, es decir, hubo una distancia de 2 mm entre cada marca (Figura 1A).

2. Se empleó un disco de diamante acoplado a una pieza de mano de baja velocidad para seccionar la raíz del premolar en los puntos previamente señalados con marcador. Para este momento se obtuvo un disco de dentina de 2 mm de alto de cada diente recolectado (Figura 1B).

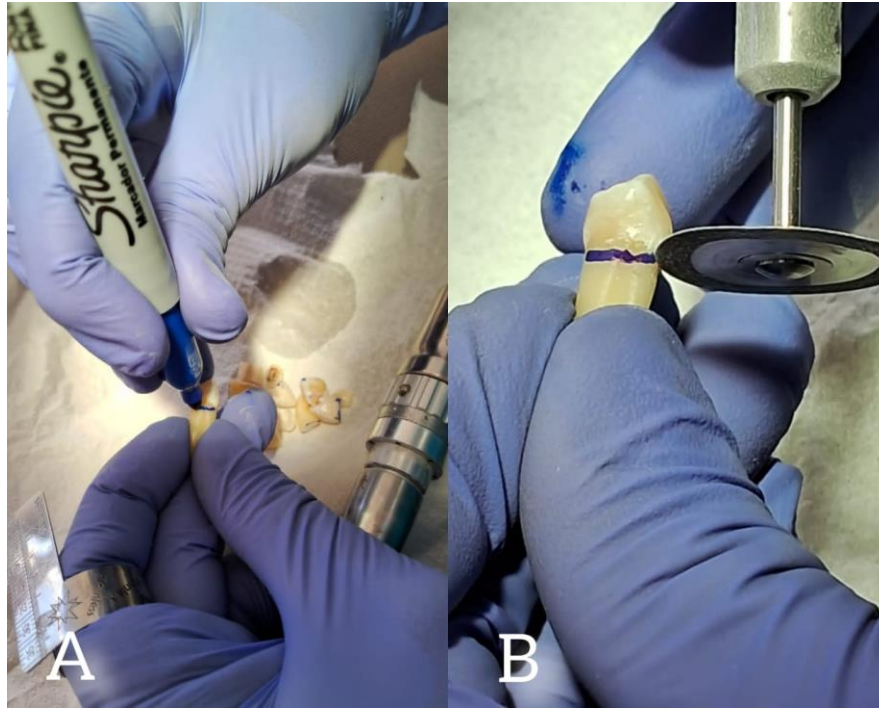


Figura 1

Marcaje con plumón del premolar A; Corte con disco de diamante para obtener los discos de dentina B.

3. Si el disco de dentina no cumplió con las medias adecuadas, se ajustó a las requeridas (2 mm) con una lija de grano 800 (Fandeli) (Figura 2B).

4. Se empleó un calibrador vernier de plástico para verificar que cada disco de dentina tuviera un grosor de dos milímetros (Figura 2A).

5. Finalmente se introdujeron todos los discos de dentina obtenidos en un recipiente con solución fisiológica, se retiraron de dicha sustancia hasta que fueron requeridos.

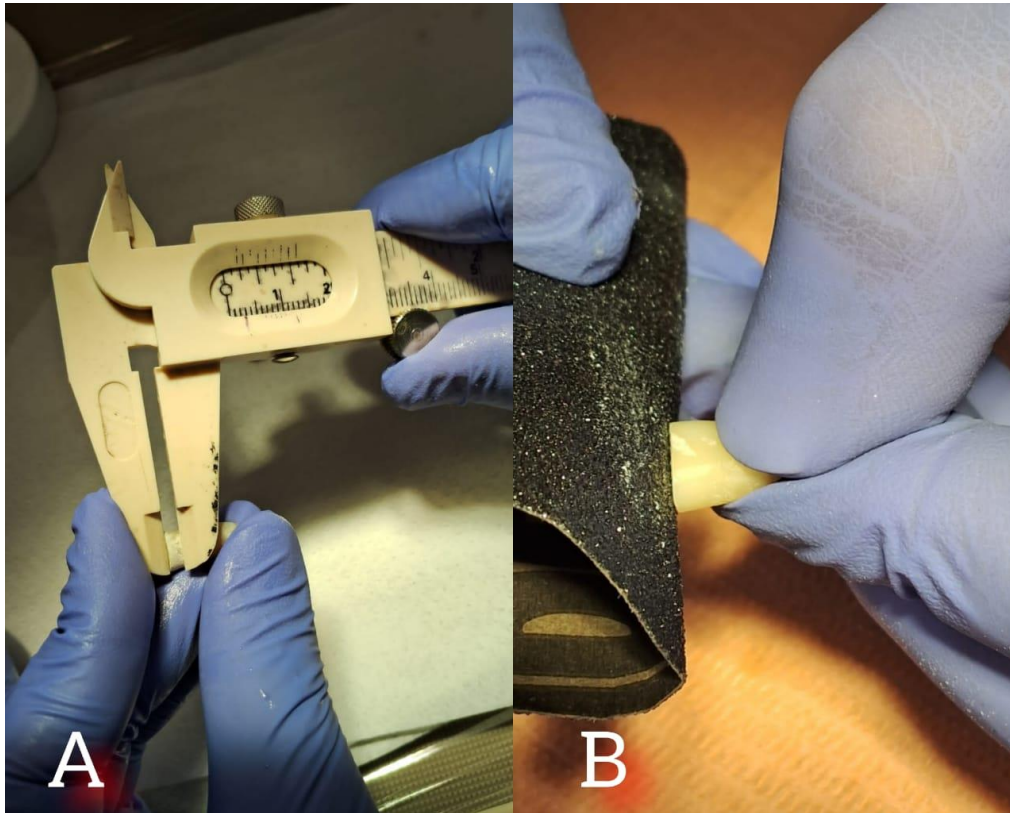


Figura 2

Verificación de disco de dentina con vernier A; Ajuste con lija del disco radicular B

Fase III. Fabricación del molde de soporte de los especímenes de acrílico

1. Se consiguió una solera metálica de 1/8" a 7 cm de largo x 3.5 cm de ancho.
2. A la solera se le marcó en su interior un rectángulo de 2 cm x 3.5 cm con un plumón (Sharpie).
3. Con un disco de corte y un esmeril industrial se cortó la solera en su interior siguiendo la marca de plumón previamente marcada.

4. El interior de la solera metálica fue limpiado y pulido con limas metálicas industriales para retirar los restos de metal que pudieron haber quedado.
5. Finalmente, la solera metálica fue pegada con cianoacrilato (KolaLoka) a una loseta de vidrio (Figura 3).



Figura 3

Molde terminado para fabricación de los especímenes de acrílico.

Fase IV. Adaptación de los especímenes de acrílico.

1. Con un hisopo de algodón se impregnó con vaselina a la loseta de vidrio dentro del molde metálico.
2. Enseguida se le colocaron dos discos de dentina de 2 mm de alto en el interior del molde metálico, hubo un espacio de 1 cm entre cada disco (Figura 4A).

3. Posteriormente se vacióacrílico autocurable (Quarz) en el molde con los dos discos de dentina hasta cubrir los 2 mm de alto de los discos.

4. Luego se colocó monómero con una técnica de goteo con un gotero de vidrio para que elacrílico fluyera por todo el molde y cubriera ligeramente los discos de dentina (Figura 4B).

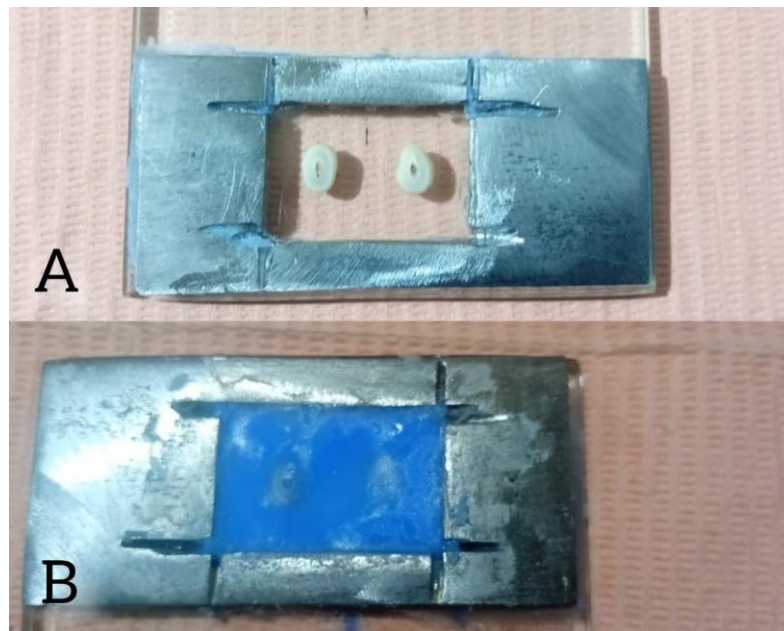


Figura 4

Discos de dentina en el interior del molde metálico A;
Discos de dentina sumergidos enacrílico con técnica de goteo B.

5. Se esperaron 3 minutos a que elacrílico polimerizara y se retiró el espécimen deacrílico del molde metálico con ayuda de una espátula 7A.

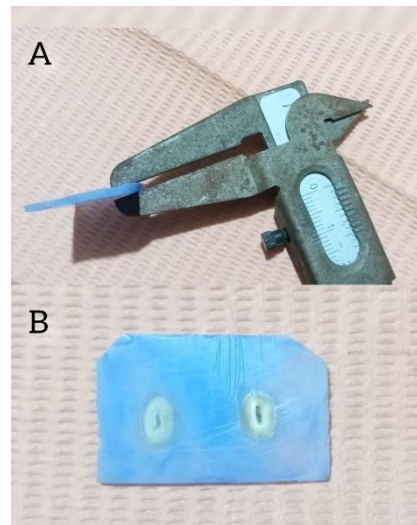
6. Todos los especímenes deacrílico obtenidos fueron verificados en sus medidas con un vernier metálico a 2 mm (Figura 5A).

7. Los especímenes deacrílico con algún excedente o desperfecto en sus medidas fueron ajustados con un disco de diamante de baja velocidad, pieza de baja velocidad y una lija grano 800 (Fandeli).

8. Los especímenes de acrílico obtenidos fueron pulidos con discos de goma rosa, azul y pieza de baja velocidad (Figura 5B).

Figura 5

Verificación de grosor de los especímenes de acrílico con vernier A; espécimen de acrílico terminado y pulido B.



9. Se amplió el conducto de los dos discos de dentina sumergidos en acrílico, utilizando un drill parapost (Coltene) color negro, contraangulo y motor de baja velocidad (Figura 6A).

10. Una vez teniendo los especímenes de acrílico terminados con un plumón (sharpie) se puso una marca (A o B) en cada disco de dentina para llevar un control de ellos.

11. Finalmente se almacenaron todos los especímenes de acrílico obtenidos en un recipiente con solución fisiológica, se retiraron de dicha sustancia hasta que se utilizaron (Figura 6B).

Figura 6

Ampliación de conducto con fresa Parapost negra y pieza de baja velocidad A; Almacenamiento de los especímenes de acrílico en recipiente con solución fisiológica B.



Fase V. Obturación de los conductos de los discos de dentina

En la fase de obturación se formaron 4 grupos:

1. Grupo control MTA-Angelus: Se seleccionaron 15 especímenes deacrílico con 30 discos de dentina en total, los cuales fueron retirados del envase con solución fisiológica, los especímenes deacrílico fueron secados con papel y posteriormente se colocó cemento MTA-Angelus dentro del conducto de los dos discos de dentina de acuerdo a las instrucciones del fabricante y finalmente se almacenaron en un recipiente húmedo (Figura 7A).
2. Grupo Prototipo MTA-PW: Se seleccionaron 15 especímenes deacrílico con 30 discos de dentina en total, los cuales fueron retirados del envase con solución fisiológica, los especímenes deacrílico fueron secados con papel y posteriormente se colocó cemento MTA-PW dentro del conducto de los dos discos de dentina mezclándolo con agua destilada estéril y finalmente se almacenaron en un recipiente húmedo (Figura 7B).
3. Grupo Prototipo MTA-P10: Se seleccionaron 15 especímenes deacrílico con 30 discos de dentina en total, los cuales fueron retirados del envase con solución fisiológica, los especímenes deacrílico fueron secados con papel y posteriormente se colocó cemento Prototipo MTA-P10 dentro del conducto de los dos discos de dentina mezclándolo con agua destilada estéril y finalmente se almacenaron en un recipiente húmedo (Figura 7C).
4. Grupo Prototipo MTA-PZ: Se seleccionaron 15 especímenes deacrílico con 30 discos de dentina en total, los cuales fueron retirados del envase con solución fisiológica, los especímenes deacrílico fueron secados con papel y posteriormente se colocó cemento Prototipo MTA-PZ dentro del conducto de los dos discos de dentina mezclándolo con agua destilada estéril y finalmente se almacenaron en un recipiente húmedo (Figura 7D).

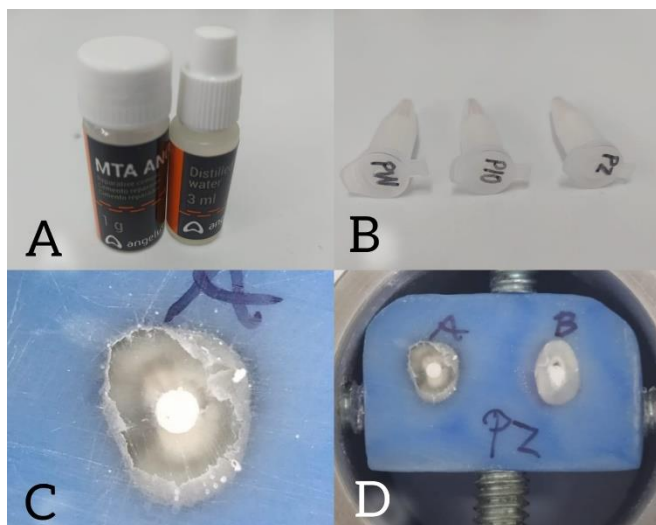


Figura 7

MTA-Angelus y cemento a base de silicato P10, Pz y Pw A y B; Colocación de cemento dentro del conducto en discos de dentina C y D.

Fase VI. Almacenamiento de los especímenes deacrílico

1. Los especímenes deacrílico que contienen los discos de dentina obturados con los diferentes cementos fueron almacenados en un contenedor de plástico con tapa (Figura 8A). Para obtener un ambiente húmedo se colocó papel mojado debajo y encima de los especímenes deacrílico (Figura 8B). Posteriormente se cubrió el contenedor con plástico clean pack (Figura 8C). Se etiquetaron y almacenaron de acuerdo al tiempo (1 hora, 3 días y 7 días) que debían permanecer en una incubadora a 36 °C (Figura 8D).

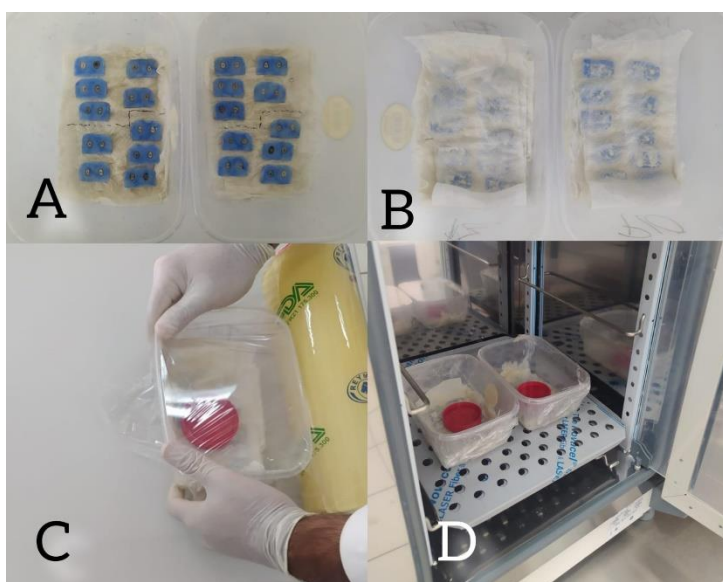


Figura 8

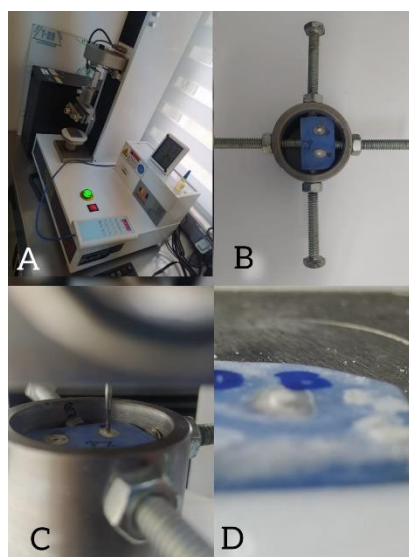
Almacenamiento de los especímenes deacrílico en contenedor de plástico, colocación de papel húmedo encima de los especímenes deacrílico y sellado del contenedor con clean pack A, B y C; Almacenamiento de los especímenes deacrílico en incubadora D.

Fase VII. Medición de resistencia de adhesión

1. Se retiraron los especímenes deacrílico de la incubadora de acuerdo al tiempo de conveniencia (1 hora, 3 días o 7 días) y después se sometieron a la prueba de push-out con la ayuda de la máquina universal de pruebas (cms Metrology 21559044, stc-500kg) (Figura 9A).
2. Primeramente, se colocó y ajustó el espécimen deacrílico con los discos de dentina obturados con cemento en una base integrada en la maquina universal (Figura 9B).
3. También se colocó la parte activa (drill parapost de 1.5 mm. de diámetro) en el brazo de la máquina (Figura 9C).
4. Posteriormente, se aplicó una fuerza para evaluar la resistencia adhesiva, asegurando que el instrumento de prueba (drill) estuviera en contacto únicamente con el material ubicado dentro del conducto de dentina, a una velocidad constante de 1 mm/min.
5. La máquina está conectada a una computadora que, mediante un software especializado, registra los datos en forma gráfica, permitiendo identificar y medir con precisión la fuerza necesaria para que el material se desprenda del conducto de dentina. Este procedimiento se repitió para cada uno de los discos de dentina analizados (Figura 9D).

Figura 9

Maquina universal de pruebas A;
colocación de un espécimen deacrílico
en una base integrada B; Aplicación de la
prueba push-out C; cemento a base de
silicato de calcio desalojado D.



VI.5.1 Análisis estadístico

Los datos recolectados para cada grupo se expresaron en valores cuantitativos y se procesaron utilizando el programa Excel 2016. Se calcularon la media, la desviación estándar y el rango de cada conjunto de datos. Posteriormente, se realizó un análisis estadístico mediante ANOVA, seguido de la prueba post hoc de Tukey para realizar comparaciones múltiples y detectar diferencias estadísticamente significativas. El nivel de significancia se estableció en $p < 0.05$.

VI.5.2 Consideraciones éticas

En este estudio se utilizaron dientes premolares extraídos debido a enfermedades periodontales y razones ortodónticas, los cuales fueron recolectados de diversos consultorios a nivel nacional, así como de la clínica odontológica de la Universidad Autónoma de Querétaro. Las extracciones se realizaron por motivos no relacionados con la investigación. A los pacientes se les informó adecuadamente y se solicitó su consentimiento para donar los dientes con fines de investigación, asegurándoles que dichos órganos dentales serían empleados exclusivamente para este estudio y sin ningún beneficio económico.

VII. Resultados

En el cuadro 1 se muestra la media y desviación estándar de la resistencia a la adhesión de los cuatro CSC estudiados después de una 1 hora, 3 días y 7 días de incubación.

Cuadro 1. Comparación de los valores de resistencia de adhesión (Mpa) de cementos a base de silicato de calcio después de 1 hora, 3 días y 7 días de incubación.

X ± DE (Rango)					
1 hora de incubación					
Grupo	MTA-Angelus (n=6)	MTA-P10 (n=8)	MTA-PZ (n=5)	MTA-PW (n=8)	Valor de P
Resistencia de adhesión	1.50 ± 0.89 (0.74 – 3.00)	1.78 ± 0.85 (0.97 – 3.59)	1.76 ± 0.98 (0.64 – 3.17)	2.08 ± 1.41 (0.97 – 5.10)	0.800
3 días de incubación					
Grupo	MTA-Angelus (n=9)	MTA-P10 (n=10)	MTA-PZ (n=8)	MTA-PW (n=6)	Valor de P
Resistencia de adhesión	2.12 ± 1.30 (0.53 – 4.19)	2.91 ± 1.38 (1.14 – 5.30)	2.49 ± 1.20 (1.14 – 4.31)	2.46 ± 0.54 (1.97 – 3.48)	0.579
7 días de incubación					
Grupo	MTA-Angelus (n=5)	MTA-P10 (n=9)	MTA-PZ (n=6)	MTA-PW (n=9)	Valor de P
Resistencia de adhesión	1.96 ± 1.34 (0.89 – 4.20)	2.86 ± 2.31 (0.68 – 6.49)	2.41 ± 1.46 (0.68 – 4.72)	4.01 ± 2.02 (1.22 – 6.32)	0.241
Valor de P	0.625	0.302	0.571	0.045	

MPa: Megapascuales; X: Promedio; DE: Desviación estándar; MTA: Agregado de trióxido mineral.

Prueba de Anova Post hoc de Tukey: MTA-PW, 1 hora vs MTA-PW, 3 días (No significativo), MTA-PW, 1 hora vs MTA-PW, 7 días (Significativo), MTA-PW, 3 días vs MTA-PW, 7 días (No significativo)

VIII. Discusión

Hasta la fecha, se han publicado numerosos estudios sobre las propiedades físicas y químicas, la biocompatibilidad y las aplicaciones clínicas de los CSC. Los CSC son materiales de gran importancia para los endodoncistas, ya que se utilizan en áreas críticas del diente, como la superficie radicular externa en perforaciones y resecciones apicales. Por lo tanto, deben ser biocompatibles, dimensionalmente estables, adherirse a la dentina, prevenir el paso de bacterias y no verse afectados por la presencia de diferentes fluidos tisulares (Kayahan et al., 2009).

La prueba push-out ha demostrado ser eficiente y confiable para evaluar la resistencia de adhesión de un material dental (Goracci et al., 2004). Es un método válido para estimar la adherencia de un material a la dentina radicular, simulando las tensiones clínicas. En este procedimiento de prueba, la fractura ocurre paralela a la interfaz cemento-dentina y representa la verdadera resistencia de adhesión de un material (Hong et al., 2004).

En cuanto al grosor óptimo de los discos de dentina para la realización de la prueba de adhesión push-out, podría ser un tema controvertido. En los estudios consultados hay variaciones en el tamaño de los discos, desde 1 mm hasta 3 mm. Se ha informado que el uso de discos gruesos (más de 3 mm) aumenta el área de fricción y puede llevar a una sobreestimación de la resistencia de adhesión (de Durão et al., 2007). En el presente estudio se utilizaron discos de 2 mm de grosor con el fin de proporcionar una colocación uniforme y simplificar los cálculos del área de unión, tomando como ejemplo el estudio de Vivan et al. en el 2016.

Rahoma et al. (2018) evaluaron la resistencia a la adhesión de MTA-Angelus, MTA ProRoot y Ortho-MTA por medio de la prueba push-out. Su estudio no mostró diferencias significativas en los valores de resistencia de los materiales probados. Sin embargo, los MTA ProRoot y Ortho-MTA mostraron valores de resistencia más altos que el MTA-Angelus. Las variaciones en la composición y el tamaño de las partículas de los tres

cementos podrían ser la razón de las diferencias en los valores de resistencia a la adhesión observados.

Actualmente, se sabe que incluso pequeñas diferencias químicas, la inclusión de diferentes aditivos, así como variaciones en el tamaño y forma de las partículas, influyen significativamente en las propiedades físicas, mecánicas y biológicas que presenta cada CSC bajo distintas condiciones (Gandolfi, 2013; Shen, 2015; Gandolfi, 2015). Las empresas comerciales aprovechan activamente esta información para desarrollar materiales con propiedades mejoradas (Eskandari et al., 2022). El único aspecto que aún no se ha resuelto es su alto costo, que ha sido criticado desde la aparición del primer CSC en el mercado; esta situación puede ser menos significativa en países desarrollados con acceso a atención médica, pero representa una barrera importante en países de ingresos bajos y medianos (Sánchez et al., 2022).

El alto costo de los CSC disponibles comercialmente impide su uso generalizado en los servicios dentales públicos. Para abordar esta limitación, se ha aprovechado el conocimiento existente sobre los CSC para diseñar y producir prototipos (MTA-PW, MTA-P10 y MTA-PZ) de bajo costo. Los prototipos tienen un costo de producción promedio que es al menos 150 veces más bajo que el costo real del MTA comercial (MTA-Angelus). Además, estos prototipos priorizan propiedades físicas, mecánicas y biológicas óptimas mediante el uso de ingredientes de alta pureza y de fácil acceso en un entorno universitario (Vega et al., 2024).

Ertas et al. (2014) compararon la resistencia de adhesión (push-out) de diferentes marcas de MTA: ProRoot MTA, MTA-Angelus y un prototipo de MTA mezclado con un cemento enriquecido con calcio. En este experimento los especímenes de acrílico se pusieron a prueba después de 3 días de humedad relativa. Según los registros, hubo una diferencia estadísticamente significativa entre ProRoot MTA y los otros grupos. La variación en la composición química de los cementos podría explicar las diferencias y resultados en este estudio.

Como se ha visto en estudios previos, la composición de un CSC juega un papel crucial en su capacidad de adhesión al conducto radicular, lo que influye en su resistencia al desprendimiento. En la presente comparación se evaluó por primera vez la resistencia a la adhesión de tres prototipos de cemento a base de silicato de calcio (MTA-PW, MTA-P10 y MTA-PZ) contra el MTA-Angelus. Los resultados obtenidos de la prueba push-out no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los materiales evaluados en ninguno de los tiempos analizados (1 hora, 3 días y 7 días). Este hallazgo sugiere que, independientemente de la formulación específica de cada material, todos presentan un comportamiento adhesivo similar en contacto con la dentina radicular.

Marquezan et al. (2018) investigaron el efecto de la hidratación y la contaminación sanguínea sobre la resistencia de adhesión a través de la prueba de push-out de Biodentine y el MTA-Angelus a la dentina radicular. Evaluaron la resistencia a la adhesión a las 24 h, 7 días y 28 días. Encontraron que la interacción entre hidratación y contaminación sanguínea fue significativa solo para MTA-Angelus, pero no para Biodentine. No hubo diferencias en la resistencia de adhesión entre Biodentine no contaminado y contaminado. La resistencia de adhesión de MTA-Angelus no contaminado aumentó con el tiempo, mientras que los discos de dentina con cemento contaminados se mantuvieron estables. Biodentine mostró una mayor resistencia que el MTA-Angelus en todos los períodos.

Como ya se mencionó, la reacción de fraguado de los CSC requiere un ambiente húmedo y el proceso de hidratación afecta la resistencia de adhesión de los materiales. Su capacidad de sellado puede aumentar debido a su bioactividad y capacidad de formación de apatita (Marquezan et al. 2018).

Además, la retención y la resistencia push-out de los CSC aumentan con el tiempo si se mantienen en condiciones de humedad. Así mismo, la humectación del MTA durante al menos los primeros tres días es crucial para resistir las fuerzas de desplazamiento (Gancedo y García, 2006).

En nuestro estudio, todos los especímenes de acrílico fueron incubados en un ambiente húmedo durante 1 hora, 3 días y 7 días. Los resultados de la prueba push-out mostraron

que, tanto a la hora como a los 3 días, no hubo diferencias significativas en la resistencia de adhesión entre los CSC. Esto sugiere que, en las primeras etapas de hidratación, ambos materiales muestran un comportamiento similar en términos de adhesión a la dentina radicular.

Esto es consistente con estudios previos que indican que los CSC alcanzan rápidamente una resistencia inicial aceptable debido a su capacidad de hidratación y la formación de una interfase cemento-dentina relativamente fuerte poco después de su colocación (Marquezan et al. 2018).

Aunque no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los materiales en ninguno de los tiempos evaluados (1 hora, 3 días y 7 días), el prototipo MTA PW sí mostró una diferencia significativa en su comportamiento adhesivo a lo largo del tiempo, específicamente entre 1 hora y 7 días. Esto indica una mejora intragrupo asociada al tiempo de hidratación. Esta diferencia resalta la importancia de los períodos de fraguado prolongados para optimizar su resistencia adhesiva. Este comportamiento podría estar relacionado con el proceso de formación de cristales de hidroxiapatita y la reacción continua entre el silicato de calcio con la humedad, lo que da lugar a un aumento progresivo de la resistencia de adhesión con el tiempo (Türker y Uzunoğlu, 2016). El hecho de que la diferencia se haga notable a los 7 días puede sugerir que los CSC requieren un tiempo mínimo de hidratación para alcanzar su resistencia óptima, y que, en las primeras horas o días, los materiales todavía están en proceso de endurecimiento o fraguado.

Por otro lado, este comportamiento podría estar relacionado con los radiopacificadores que contienen cada CSC (prototipos y MTA-Angelus). Durante el diseño de los prototipos, se buscó un equilibrio entre alcanzar una radiopacidad suficiente y limitar la cantidad de radiopacificadores incorporados, dada la posibilidad de interacciones negativas con tejidos. A pesar de ello, todos los prototipos cumplieron con el estándar ISO 4049, destacándose MTA-P10 con los valores más altos. Por el contrario, los prototipos con menor concentración (MTA-PW y MTA-PZ) presentaron los valores más bajos. MTA-Angelus mostró la mayor radiopacidad entre todos los CSC evaluados,

posiblemente debido a su mayor contenido de óxido de bismuto. Estos hallazgos reflejan una posible relación inversa entre el contenido de aditivos y el tiempo de fraguado, ya que los materiales más radiopacos tienden a fraguar más lentamente (Vega et al., 2024).

Si bien la falta de diferencias significativas en la resistencia adhesiva podría interpretarse como una limitación en la discriminación de los materiales. Se sugiere que cualquiera de los cementos evaluados podría ser una opción viable para su uso clínico. La selección del material podría basarse entonces en otros factores como la manipulación, el tiempo de fraguado, el costo o las preferencias del operador.

Finalmente, futuras investigaciones podrían centrarse en evaluar la resistencia adhesiva de estos materiales bajo condiciones más representativas del entorno clínico, incluyendo la presencia de algún irrigante, sangre o diferentes tiempos de fraguado, con el fin de comprender mejor su comportamiento a largo plazo.

IX. Conclusión

El presente estudio indicó que, estadísticamente, no existe una diferencia significativa en la resistencia a la adhesión entre los materiales evaluados. Esto sugiere que, en términos de resistencia de adhesión al tejido dentinario, los cuatro CSC muestran un comportamiento similar. Estos hallazgos pueden tener implicaciones clínicas, ya que permiten a los endodoncistas elegir entre estos materiales sin preocuparse por una diferencia significativa en su rendimiento en términos de adhesión.

IX. Propuestas

Se propone ampliar la investigación en un contexto clínico más extenso, considerando factores como la facilidad de manipulación, microdureza y resistencia a la filtración. También sería útil realizar estudios a largo plazo para evaluar el comportamiento de estos materiales con el tiempo. Además, evaluar otros aspectos importantes como la interacción con diferentes protocolos de irrigación.

X. Bibliografía

Arenas, G., & Cañas, L. (2007). Procedimiento para medir ángulos de contacto en sólidos particulados finos. *Scientia et technica*, 1(36).

Akbari, M., Rouhani, A., Samiee, S., & Jafarzadeh, H. (2012). Effect of dentin bonding agent on the prevention of tooth discoloration produced by mineral trioxide aggregate. *International journal of dentistry*, 2012.

Akbulut, M., Bozkurt, D., Terlemez, A., & Akman, M. (2019). The push-out bond strength of BIOfactor mineral trioxide aggregate, a novel root repair material. *Restorative dentistry & endodontics*, 44(1).

Al-Hiyasat, A., & Yousef, W. (2022). Push-out bond strength of calcium silicate-based cements in the presence or absence of a smear layer. *International Journal of Dentistry*, 2022.

Alipour, M., Faraji, G., & Ghasemi, N. (2022). Push-out bond strength of the calcium silicate- based endodontic cements in the presence of blood: A systematic review and meta- analysis of in vitro studies. *Clinical and Experimental Dental Research*, 8(2), 571-582.

American National Standard, & American Dental Association. (2000). ANSI/ADA Specification N 57. Endodontic Sealing Material. 2000.

Amoroso, P., Marciano, M., Guimaraes, B., Duarte, M., Sanson, A., & Moraes, I. (2014). Apical adaptation, sealing ability and push-out bond strength of five root-end filling materials. *Brazilian oral research*, 28, 1-6.

Andelin, W., Browning, D., Hsu, G., Roland, D., & Torabinejad, M. (2002). Microleakage of resected MTA. *Journal of Endodontics*, 28(8), 573-574.

Andreasen, J., Farik, B., & Munksgaard, E. (2002). Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dental Traumatology*, 18(3), 134-137.

Bakland, L., & Andreasen, J. (2012). Will mineral trioxide aggregate replace calcium hydroxide in treating pulpal and periodontal healing complications subsequent to dental trauma. A review. *Dental traumatology*, 28(1), 25-32.

Banchs, F., & Trope, M. (2004). Revascularization of immature permanent teeth with apical periodontitis: new treatment protocol. *Journal of endodontics*, 30(4), 196-200.

Barrieshi, K., & Qudeimat, M. (2006). A prospective clinical study of mineral trioxide aggregate for partial pulpotomy in cariously exposed permanent teeth. *Journal of Endodontics*, 32(8), 731-735.

Bhagya, A., Shetty, K., Satish, S., Patil, A., Gowda, B., & Reza, K. (2018). Effect of Blood Contamination on the Push-Out Bond Strength of Four Endodontic Root Perforation Repair Materials: An In Vitro Study. *International Journal of Oral Care and Research*, 6(3), 27-30.

Bogen, G., Kim, J., & Bakland, L. (2008). Direct pulp capping with mineral trioxide aggregate: an observational study. *The Journal of the American Dental Association*, 139(3), 305-315.

Bonte, E., Beslot, A., Boukpepsi, T., & Lasfargues, J. (2015). MTA versus Ca (OH) 2 in apexification of non-vital immature permanent teeth: a randomized clinical trial comparison. *Clinical oral investigations*, 19, 1381-1388.

Bortoluzzi, E., Araújo, G., Tanomaru, J., & Tanomaru-Filho, M. (2007). Marginal gingiva discoloration by gray MTA: a case report. *Journal of endodontics*, 33(3), 325-327.

Bramante, C., Kato, M., Assis, G., Duarte, M., Bernardineli, N., Moraes, I., & Bramante, A. (2013). Biocompatibility and setting time of CPM-MTA and white Portland cement clinker with or without calcium sulfate. *Journal of Applied Oral Science*, 21, 32-36.

Çalışkan, M., Tekin, U., Kaval, M., & Solmaz, M. (2016). The outcome of apical microsurgery using MTA as the root-end filling material: 2-to 6-year follow-up study. *International endodontic journal*, 49(3), 245-254.

Camilleri, J., & Gandolfi, M. (2010). Evaluation of the radiopacity of calcium silicate cements containing different radiopacifiers. *International Endodontic Journal*, 43(1), 21-30.

Camp, J. (2008). Diagnosis dilemmas in vital pulp therapy: treatment for the toothache is changing, especially in young, immature teeth. *Pediatric dentistry*, 30(3), 197-205.

Chan, S., Glickman, G., Woodmansey, K., & He, J. (2020). Retrospective analysis of root-end microsurgery outcomes in a postgraduate program in endodontics using calcium silicate– based cements as root-end filling materials. *Journal of Endodontics*, 46(3), 345-351.

Chandu, G., Hema, B., Mahajan, H., Azad, A., Sharma, I., & Azad, A. (2014). A comparative study of retention of complete denture base with different types of posterior palatal seals—an in vivo study. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 95-100.

Chang, S. (2018). Chemical composition and porosity characteristics of various calcium silicatebased endodontic cements. *Bioinorganic chemistry and applications*, 2018.

Chang K, Chang, C., Huang, Y., Chen, M., Lin, F., & Lin, C. (2014). Effect of tricalcium aluminate on the physicochemical properties, bioactivity, and biocompatibility of partially stabilized cements. *Plos One*, 9(9).

Chen, W., Chen, Y., Huang, S., & Lin, C. (2013). Limitations of push-out test in bond strength measurement. *Journal of endodontics*, 39(2), 283-287.

Chong, B. (2004). *Managing endodontic failure in practice*. Chicago: Quintessence Publishing Company Limited. 123-47.

Dawood, A., Manton, D., Parashos, P., Wong, R., Palamara, J., & Reynolds, E. (2015). Pushout bond strength of CPP-ACP-modified calcium silicate-based cements. *Dental materials journal*, 34(4), 490-494.

Dawood, A., Parashos, P., Wong, R., Reynolds, E., & Manton, D. (2017). Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 8(2).

De Carvalho M., Vieira, S., Kawaguchi, F., Powers, J., & Matos, A. (2010). Influence of blood contamination on bond strength of a self-etching system. *European journal of dentistry*, 4(03), 280-286.

De-Deus, G., Souza, E., & Versiani, M. (2015). Methodological considerations on push-out tests in Endodontics. *International Endodontic Journal*, 48(5), 501-503.

De Durão, P., González, S., Aguilar, J., Félix, S., & González-Rodríguez, M. (2007). Comparison of regional bond strength in root thirds among fiber-reinforced posts luted with different cements. *Journal Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007 Nov; 83(2):364-72.

Duarte, M., Marciano, M., Vivan, R., Tanomaru, F., Tanomaru, J., & Camilleri, J. (2018). Tricalcium silicate-based cements: properties and modifications. *Brazilian oral research*, 32.

Donnermeyer, D., Dornseifer, P., Schäfer, E., & Dammaschke, T. (2018). The push-out bond strength of calcium silicate-based endodontic sealers. *Head & face medicine*, 14, 1-7.

D'costa, V., Bangera, M., & Kutty, S. (2017). Coronal seal in endodontics. *Int J Curr Res*, 9(4), 49499-49502.

Ertas, H., Kucukyilmaz, E., Ok, E., & Uysal, B. (2014). Push-out bond strength of different mineral trioxide aggregates. *European journal of dentistry*, 8(03), 348-352.

Eskandari, F., Razavian, A., Hamidi, R., Yousefi, K., & Borzou, S. (2022). An updated review on properties and indications of calcium silicate-based cements in endodontic therapy. *International Journal of Dentistry*, 2022(1).

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

Farsi, N., Alamoudi, N., Balto, K., & Al Mushayt, A. (2007). Clinical assessment of mineral trioxide aggregate (MTA) as direct pulp capping in young permanent teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 31(2), 72-76.

Fischer, E., Arens, D., & Miller, C. (1998). Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as compared with zinc-free amalgam, intermediate restorative material, and Super-EBA as a root-end filling material. *Journal of endodontics*, 24(3), 176-179.

Gancedo, L., & Garcia, E. (2006). Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *Journal of endodontics*, 32(9), 894-896.

Gandolfi, M., Siboni, F., & Prati, C. (2012). Chemical–physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *International endodontic journal*, 45(6), 571-579.

Gandolfi, M., Taddei, P., Modena, E., Siboni, F., & Prati, C. (2013). Biointeractivity-related versus chemi/physorption-related apatite precursor-forming ability of current root end filling materials. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1107-1123.

Gandolfi, M., Siboni, F., Botero, T., Bossù, M., Riccitiello, F., & Prati, C. (2015). Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 13(1), 43-60.

Goracci, C., Tavares, A., Fabianelli, A., Monticelli, F., Raffaelli, O., Cardoso, P. C., & Ferrari, M. (2004). The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European journal of oral sciences*, 112(4), 353-361.

Haragushiku, G., Sousa, M., Silva, Y., Alfredo, E., Silva, S., & Silva, R. (2010). Adhesion of endodontic sealers to human root dentine submitted to different surface treatments. *Photomedicine and laser surgery*, 28(3), 405-410.

Hernández, J. (2004). Aspectos prácticos de la adhesión a dentina. *Avances en odontoestomatología*, 20(1), 19-32.

Hong, S., Bae, K., Baek, S., Kum, K., Shon, W., & Lee, W. (2010). Effects of root canal irrigants on the push-out strength and hydration behavior of accelerated mineral trioxide aggregate in its early setting phase. *Journal of endodontics*, 36(12), 1995-1999.

Kayahan, M., Nekoofar, M., Kazandağ, M., Canpolat, C., Malkondu, O., Kaptan, F., & Dummer, P. (2009). Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*, 42(11), 1004-1014.

Kim, S., & Kratchman, S. (2006). Modern endodontic surgery concepts and practice: a review. *Journal of endodontics*, 32(7), 601-623.

Khatri, S., Mathew, S., Nagaraja, S., Hegde, S., Ghosh, S., & Ravichandran, K. (2023). Comparative evaluation of pH and Ca⁺ ion release from MTA on interaction with platelet-rich fibrin and blood clot: an in vitro study. *F1000Research*, 12.

Khayat, A., Lee, S., & Torabinejad, M. (1993). Human saliva penetration of coronally unsealed obturated root canals. *Journal of Endodontics*, 19(9), 458-461.

Khurshid, Z., Alqurashi, H., & Ashi, H. (2024). Advancing environmental sustainability in dentistry and oral health. *European Journal of General Dentistry*, 13(03), 264-268

Kucukkaya E., Bahador Z., Zeybek, N., Askerbeyli Ö., Aksel, H., & Parashos, P. (2021). Effect of benzalkonium chloride addition to EDTA on attachment and proliferation of dental pulp stem cells on dentin and on transforming growth factor- β 1 release. *Odontology*, 109, 313- 320.

Krupp, C., Bargholz, C., Brüsehaber, M., & Hülsmann, M. (2013). Treatment outcome after repair of root perforations with mineral trioxide aggregate: a retrospective evaluation of 90 teeth. *Journal of endodontics*, 39(11), 1364-1368.

Kurup, D., Nagpal, A., Shetty, S., Mandal, T., Anand, J., & Mitra, R. (2021). Data on the push– out bond strength of three different root canal treatment sealers. *Bioinformation*, 17(1), 67.

Lee, Y., Lee, B., Lin, F., Lin, A., Lan, W., & Lin, C. (2004). Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials*, 25(5), 787-793.

LeGeros, R. (1990). Chemical and crystallographic events in the caries process. *Journal of dental research*, 69(2), 567-574.

Main, C., Mirzayan, N., Shabahang, S., & Torabinejad, M. (2004). Repair of root perforations using mineral trioxide aggregate: a long-term study. *Journal of endodontics*, 30(2), 80-83.

Majeed, A., & AlShwaimi, E. (2017). Push-out bond strength and surface microhardness of calcium silicate-based biomaterials: an in vitro study. *Medical Principles and Practice*, 26(2), 139-145.

Marquezan, F., Kopper, P., Dullius, A., Ardenghi, D., & Grazziotin, R. (2018). Effect of blood contamination on the push-out bond strength of calcium silicate cements. *Brazilian dental journal*, 29(2), 189-194.

Marshall G., Marshall, S., Kinney, J., & Balooch, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of dentistry*, 25(6), 441-458.

Mente, J., Hage, N., Pfefferle, T., Koch, M., Geletneky, B., Dreyhaupt, J., & Staehle, H. (2010). Treatment outcome of mineral trioxide aggregate: repair of root perforations. *Journal of endodontics*, 36(2), 208-213.

Mente, J., Leo, M., Panagidis, D., Saure, D., & Pfefferle, T. (2014). Treatment outcome of mineral trioxide aggregate: repair of root perforations—long-term results. *Journal of endodontics*, 40(6), 790-796.

Miller, E., Lee, J., Tawil, P., Teixeira, F., & Vann, W. (2012). Emerging therapies for the management of traumatized immature permanent incisors. *Pediatric dentistry*, 34(1), 66-69.

Mohammadian, F., Soufi, S., Dibaji, F., Sarraf, P., Chiniforush, N., & Kharrazifard, M. (2019). Push-out bond strength of calcium-silicate cements following Er: YAG and diode laser irradiation of root dentin. *Lasers in Medical Science*, 34, 201-207.

Nekoofar, M., Stone, D., & Dummer, P. (2010). The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 43(9), 782-791.

Rahoma, A., AlShwaimi, E., & Majeed, A. (2018). Push-out bond strength of different types of mineral trioxide aggregate in root dentin. *International journal of health sciences*, 12(5), 66.

Rao A., Shenoy R. Mineral trioxide aggregate--a review. *J Clin Pediatr Dent*. 2009. Feb; 34(1):1-7.

Reboloso de Barrio, E., Gancedo, L., García, E., & Pérez, J. (2021). Effect of exposure to root canal irrigants on the push-out bond strength of calcium silicate–based cements. *Clinical Oral Investigations*, 25, 3267-3274.

Retana, C., Tanomaru, M., Guerreiro, J., Benavides, M., Hernández, E., & Reyes, J. (2021). Push-out bond strength, characterization, and ion release of premixed and powder-liquid bioceramic sealers with or without gutta-percha. *Scanning*, 2021, 1-12.

Reyes, J., Felipe, M., & Felipe, W. (2009). Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *Journal of endodontics*, 35(5), 731-736.

Reyhani, M., Ghasemi, N., Rahimi, S., Milani, A., Mokhtari, H., Shakouie, S., & Safarvand, H. (2014). Push-out bond strength of Dorifill, Epiphany and MTA-Fillapex sealers to root canal dentin with and without smear layer. *Iranian endodontic journal*, 9(4), 246.

- Oliveira, D., Cardoso, M., Queiroz, T., Silva, E., Souza, E., & De-Deus, G. (2016). Suboptimal push-out bond strengths of calcium silicate-based sealers. *International endodontic journal*, 49(8), 796-801.
- Oloomi, K., Saberi, E., Mokhtari, H., Zonouzi, H., Nosrat, A., Nekoofar, M., & Dummer, P. (2013). Evaluation of the effect of blood contamination on the compressive strength of MTA modified with hydration accelerators. *Restorative dentistry & endodontics*, 38(3), 128.
- Pane, E., Palamara, J., & Messer, H. (2013). Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. *Journal of endodontics*, 39(5), 669-673.
- Pashley, D. (1989). Dentin: a dynamic substrate-a review. *Scanning microscopy*, 3(1), 19.
- Parirokh, M., & Torabinejad, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *Journal of endodontics*, 36(3), 400-413.
- Phillips, R. (2004). *Ciencia de los materiales dentales*. Elsevier. p. 21
- Sánchez, R., Vergara, J., Dammaschke, T., & Domínguez, R. (2022). A pilot feasibility study to establish full pulpotomy in mature permanent teeth with symptomatic irreversible pulpitis as a routine treatment in mexican public healthcare services. *Healthcare*, 2350.
- Sarrafan, A., Soleymani, A., Bagheri C., & Seyedmajidi, S. (2023). Comparison of push-out bond strength of endodontic sealers after root canal drying with different techniques. *Clinical and Experimental Dental Research*, 9(2), 314-321.
- Schwendicke, F., Frecken, J., Bjørndal, L., Maltz, M., Manton, D., Ricketts, D., & Innes, N. (2016). Managing carious lesions: consensus recommendations on carious tissue removal. *Advances in dental research*, 28(2), 58-67.
- Sharifi, R., Araghid, A., Ghanem, S., & Fatahi, A. (2015). Effect of temperature on the setting time of Mineral Trioxide Aggregate (MTA). *Journal of Medicine and Life*, 8(Spec Iss 2), 88.
- Shen, Y., Peng, B., Yang, Y., Ma, J., & Haapasalo, M. (2015). What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials? *Endodontic Topics*, 32(1), 47-85.
- Shipper, G., Grossman, E., Botha, A., & Cleaton-Jones, P. (2004). Marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) compared with amalgam as a root-end filling material: a low-vacuum (LV) versus high-vacuum (HV) SEM study. *International endodontic journal*, 37(5), 325-336.

Shokouhinejad, N., Nekoofar, M., Pirmoazen, S., Shamshiri, A., & Dummer, P. (2016). Evaluation and comparison of occurrence of tooth discoloration after the application of various calcium silicate-based cements: an ex vivo study. *Journal of endodontics*, 42(1), 140-144.

Silva, E., Carvalho, N., Zanon, M., Senna, P., De-Deus, G., Zuolo, M., & Zaia, A. (2016). Pushout bond strength of MTA HP, a new high-plasticity calcium silicate-based cement. *Brazilian oral research*, 30.

Sluyk, S., Moon, P., & Hartwell, G. (1998). Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *Journal of Endodontics*, 24(11), 768-771.

Smoczer, C., Yuth, K., Askar, M., Young, L., & Paurazas, S. (2023). Growth Factors Released from Advanced Platelet-Rich Fibrin in the Presence of Calcium-Based Silicate Materials and Their Impact on the Viability and Migration of Stem Cells of Apical Papilla. *Dentistry Journal*, 11(9), 220.

Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia*, 8(1), 1.

Subramanyam, D., & Vasantharajan, M. (2017). Effect of oral tissue fluids on compressive strength of MTA and biodentine: an in vitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 11(4).

Swanson, K., & Madison, S. (1987). An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I. Time periods. *Journal of Endodontics*, 13(2), 56-59.

Tawil, P., Trope, M., Curran, A., Caplan, D., Kirakozova, A., Duggan, D., & Teixeira, F. (2009). Periapical microsurgery: an in vivo evaluation of endodontic root-end filling materials. *Journal of endodontics*, 35(3), 357-362.

Tawil, P., Duggan, D., & Galicia, J. (2015). Mineral trioxide aggregate (MTA): its history, composition, and clinical applications. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 36(4).

Torabinejad, M., Hong, C., McDonald, F., & Ford, T. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of endodontics*, 21(7), 349-353.

Türker, S., & Uzunoğlu, E. (2016). Effect of powder-to-water ratio on the push-out bond strength of white mineral trioxide aggregate. *Dental Traumatology*, 32(2), 153-155.

Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P & Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *operative Dentistry University of Washington*, 28(3), 215-235.

Vivan, R., Guerreiro, T., Bosso, M., Costa, B., Duarte, M., & Tanomaru, F. (2016). Push-out bond strength of root-end filling materials. *Brazilian dental journal*, 27(3), 332-335.

Vega, M., Domínguez, R. A., Higareda, A., Domínguez, R., Espinosa, L., & Sánchez, R. (2024). The microstructure, composition, physical properties, and bioactivity of calcium silicate cement prototypes for vital pulp therapies. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 22.

Witherspoon, D. (2008). Vital pulp therapy with new materials: new directions and treatment perspectives—permanent teeth. *Pediatric dentistry*, 30(3), 220-224.

Witherspoon, D., Small, J., Regan, J., & Nunn, M. (2008). Retrospective analysis of open apex teeth obturated with mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, 34(10), 1171- 1176.