

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Posgrados

Comparación de la fuerza de adhesión de dos cementos a base de silicato de calcio. Estudio in vitro

Tesis

Bernarda Andrea Sánchez Arteaga

Dra. Daniela Mendoza Pazmiño

Directora de Trabajo de Titulación

Trabajo de titulación de posgrado presentado como requisito
para la obtención del título de Especialista en Endodoncia

Quito, 17 diciembre 2021

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

COLEGIO DE POSGRADOS

HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN

Comparación de la fuerza de adhesión de dos cementos a base de silicato de calcio. Estudio in vitro, Ecuador-2021

Bernarda Andrea Sánchez Arteaga

Dra. Daniela Mendoza Pazmiño

Directora del Trabajo de Titulación

Dr. José Maldonado

Director del Programa de Endodoncia

Dra. Paulina Aliaga

Decana de la Facultad de Odontología

Hugo Burgos, PhD

Decano del Colegio de Posgrados

Quito, 17 diciembre 2021

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en la Ley Orgánica de Educación Superior del Ecuador.

Firma del estudiante

Nombre del estudiante:

Bernarda Andrea Sánchez Arteaga

Código de estudiante:

00214302

C.I.:

0925810152

Lugar y fecha:

Quito, 17 de diciembre de 2021.

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following graduation project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>.

DEDICATORIA

Con todo mi amor, a mis padres, gracias por siempre estar para mí.

AGRADECIMIENTOS

Mi más sincero agradecimiento a mi directora de trabajo de titulación, Dra. Daniela Mendoza por su ayuda y aporte en el trabajo. Al Dr. Camilo Pulido por su experiencia y colaboración compartida conmigo durante todo el proceso investigativo y metodológico.

Y por siempre gratitud a mi familia, por ser mi mayor motivo para salir adelante.

RESUMEN

La adhesión de un cemento sellador en endodoncia puede definirse como la capacidad de éste para unirse a las paredes dentinarias del conducto radicular y al material obturador central como gutapercha con una fuerza adherente químico-mecánica estrecha. En la práctica clínica, el uso de un buen cemento endodóntico que provea un sellado hermético sin interfaces en las que podría presentarse filtración bacteriana, previene futuros fracasos del tratamiento. El propósito de este estudio fue la comparación de la fuerza de adhesión de dos cementos a base de silicato de calcio Bio C Sealer y MTA Fillapex y del cemento Gold standard AH Plus, usados como material obturador junto a gutapercha con técnica de condensación vertical. Se utilizaron treinta raíces de premolares inferiores, divididas aleatoriamente en tres grupos (n=10), para ser obturados con los 3 diferentes cementos. Cada raíz se dividió en 5 cortes transversales tipo discos para ser llevados a análisis de Prueba de expulsión con la máquina de ensayos universal, por medio de la cual se obtienen datos por cálculos matemáticos computarizados de la fuerza de resistencia a la separación o adhesión de los cementos medidos en Megapascales (MPa). El análisis estadístico se hizo por medio de la prueba de ANOVA de una vía y Bonferroni, en donde los resultados obtenidos demostraron que el cemento Bio C Sealer (5,30 MPa) obtuvo la mayor fuerza de adhesión en comparación con los otros cementos, seguido por AH Plus (3,40 MPa) y el cemento MTA Fillapex (1,39 MPa) que obtuvo los resultados más bajos de adhesión, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre todos los grupos. En conclusión, el cemento biocerámico Bio C Sealer tiene mayor fuerza de adhesión a las paredes de los conductos radiculares.

Palabras clave: fuerza de adhesión, selladores endodónticos, cementos a base de silicato de calcio

ABSTRACT

The adhesion of an endodontic sealer can be determined according to its capability to bond to the dentinary root canal walls. In such manner, one can obtain the bonding among gutta-percha and dentine. In the clinical practice, the use of a good quality sealer promotes an effective bond. Nevertheless, an interphase could be formed, and leaks can appear. There relies the importance of obtaining a hermetic sealed. The purpose of this study was to compare two calcium silicate-based sealers, Bio C Sealer, MTA Fillapex, and gold standard AH Plus, which were used with the vertical condensation technique. Thirty extracted inferior premolar roots were used, divided randomly into three groups (n=10), from which five slices were obtained from each, to be subjected to a push-out test through a universal testing machine, from which MPa was registered. The statistical analysis was made by one way ANOVA and Bonferroni tests. The results showed that Bio C Sealer (5,30 MPa) got the highest bond strength compared to the other sealers, followed by AH Plus (3,40 MPa) in addition to MTA Fillapex (1,39 MPa) which got the lowest bond strength. Significantly statistical differences among all the groups were found. According to the evidence, Bio C Sealer has the highest bond strength to the root canal walls.

Key words: Bond strength, endodontic sealers, calcium silicate-based sealers

TABLA DE CONTENIDO

Resumen.....	7
Abstract	8
1. Introducción	14
2. Justificación.....	17
3. OBJETIVOS.....	18
3.1 Objetivo general	18
3.2 Objetivos específicos.....	18
4. HIPÓTESIS	19
5. Revisión de la literatura	20
5.1 OBTURACIÓN ENDODÓNTICA	20
5.1.1 Técnicas de obturación.....	23
5.2 ADHESIÓN DENTARIA	26
5.2.1 Tipos de adhesión dentaria.....	29
5.2.2 Factores asociados a la adhesión dentaria	30
5.3 CEMENTOS SELLADORES DE OBTURACIÓN.....	31
5.3.1 Propiedades del cemento sellador ideal.....	32
5.3.2 Clasificación de los cementos selladores	33
5.4 GUTAPERCHA COMO MATERIAL CENTRAL DE OBTURACIÓN	37
5.4.1 Tipos de gutapercha.....	39
5.5 PRUEBA PARA MEDICIÓN DE FUERZA DE ADHESIÓN TEST PUSH OUT.....	40
6. Metodología y diseño de la investigación	43
6.1 Tipo de estudio	43

6.2	Población y muestra	43
6.2.1	Población	43
6.2.2	Muestra	43
6.3	Grupos de estudio	44
6.4	Materiales	44
6.5	Procedimiento o Metodología	46
7.	Análisis de datos	64
7.1	Resultados	64
8.	DISCUSIÓN	67
9.	Conclusiones	74
	Referencias	75
	ÍNDICE DE ANEXOS	80
	ANEXO A: APROBACIÓN DEL COMITÉ DE BIOÉTICA USFQ	81
	ANEXO B: TABLAS DE DATOS DE EXCEL GRUPO 1: BCS	86
	ANEXO C: FOTOS DE PRUEBA PUSH OUT EN MUESTRA GRUPO 1: BCS	88
	ANEXO D: TABLAS DE DATOS DE EXCEL GRUPO 2: MTAF	89
	ANEXO E: FOTOS DE PRUEBA PUSH OUT EN MUESTRA GRUPO 2: MTAF	91
	ANEXO F: TABLAS DE DATOS DE EXCEL GRUPO 3: AHP	92
	ANEXO G: FOTOS DE PRUEBA PUSH OUT EN MUESTRA GRUPO 3: AHP	95

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1 INGRESO DE DATOS PARA CÁLCULO EN EXCEL Y PROMEDIO POR RAÍZ	63
TABLA 2 PROMEDIO DE FUERZA DE ADHESIÓN DE LOS GRUPOS EXPERIMENTALES	64
TABLA 3 POST HOC BONFERRONI DE COMPARACIONES MÚLTIPLES	65

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 DISEÑO ESQUEMÁTICO DE LA PRUEBA DE EXPULSIÓN O PUSH OUT (I. S. SONMEZ, 2013).....	42
FIGURA 2 MUESTRA DE LOS GRUPOS DE ESTUDIO	46
FIGURA 3 RADIOGRAFÍAS PERIAPICALES.....	47
FIGURA 4 SECCIONAMIENTO DE LA CORONA DE LA MUESTRA.....	47
FIGURA 5 MUESTRA DECORONADA	48
FIGURA 6 TOMA DE LONGITUD DE TRABAJO (LT)	48
FIGURA 7 IRRIGACIÓN CON HIPOCLORITO DE SODIO AL 5,25%.....	49
FIGURA 8 INSTRUMENTACIÓN DE LAS MUESTRAS CON SISTEMA ROTATORIO.....	50
FIGURA 9 CEMENTO ENDODÓNTICO BIO C SEALER.....	50
FIGURA 10 CEMENTO ENDODÓNTICO MTA FILLAPEX	51
FIGURA 11 CEMENTO ENDODÓNTICO AH PLUS.....	51
FIGURA 12 COMPACTACIÓN DESPUÉS DEL CORTE DEL CONO PRINCIPAL	52
FIGURA 13 SISTEMA B&L PARA EL RELLENO VERTICAL.....	52
FIGURA 14 RADIOGRAFÍA PERIAPICAL DE CONDUCTOS OBTURADOS.....	53
FIGURA 15 INCUBADORA CON TEMPERATURA ADECUADA PARA LAS MUESTRAS	53
FIGURA 16 TUBOS DE ENSAYO CON MUESTRA DENTRO DE LA INCUBADORA.....	54
FIGURA 17 MUESTRA EN BASE DE GODIVA Y ACRÍLICO	55
FIGURA 18 MÁQUINA DE CORTE DE PRECISIÓN CON MEDIDA Y VELOCIDAD DEL CORTE	55
FIGURA 19 MÁQUINA DE CORTE DE PRECISIÓN CON MUESTRA.....	56
FIGURA 20 MUESTRAS POR GRUPO EN PLACAS DE 96 POZOS.....	56
FIGURA 21 CALIBRACIÓN DE DISCOS	57
FIGURA 22 MEDICIÓN DE ÁREA DE LAS MUESTRAS EN SOFTWARE IMAGE].....	58
FIGURA 23 BASE DE LA MÁQUINA DE ENSAYOS UNIVERSAL	58
FIGURA 24 ÉMBOLOS DE DIFERENTES DIÁMETROS.....	59

FIGURA 25 PRUEBA DE EXPULSIÓN.....	60
FIGURA 26 MUESTRA DE DISCO SOBRE BASE	60
FIGURA 27 PRUEBA PUSH OUT.....	61
FIGURA 28 MUESTRA DE DISCO DESPUÉS DE LA EXPULSIÓN	61
FIGURA 29 DISCO CON MONOBLOQUE DE CEMENTO Y GUTAPERCHA EXPULSADA.....	61
FIGURA 30 RADIO MENOR Y ALTURA EN MILÍMETROS	62
FIGURA 31 CUADRO ESTADÍSTICO QUE MUESTRA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA DE FUERZA DE ADHESIÓN ENTRE LOS GRUPOS DE ESTUDIO ($P < 0.05$).....	66

1. INTRODUCCIÓN

La obturación endodóntica es el relleno del conducto radicular instrumentado e irrigado anteriormente, por un material de sellado hermético que se distribuirá en toda la anatomía interna radicular. La técnica de obturación más usada y aceptada en endodoncia es el uso de un material central en el conducto radicular, que es la gutapercha, y de un cemento o sellador de conductos que aisle o impida futuras filtraciones microbianas, pues la gutapercha no se adhiere por sí sola a las paredes de la dentina y requiere el uso de un sellador para hacerlo. (Seyda Ersahan, 2010)

Aunque no hay muchos estudios sobre la directa correlación entre la resistencia de unión sellador-dentina y el éxito clínico, es lógico pensar que los materiales de obturación con baja resistencia de unión a la dentina presentarán más espacios o vacíos que podrían permitir reinfección y fracaso del tratamiento endodóntico. (Reimund Stelzer, 2014) Es por esta razón que el cemento endodóntico ideal debe mostrar una buena capacidad de sellado, tener adecuada fuerza adhesiva y cohesiva para mantener la obturación unida. (Seyda Ersahan, 2010)

Para analizar las propiedades físicas y químicas de los cementos endodónticos y la calidad de sellado u obturación que puedan lograr, la Asociación Dental Americana desde 1984, ha usado varias técnicas, metodologías o pruebas en cuanto a la fuerza de adhesión de los selladores a la dentina, la fuerza de cohesión de las moléculas que conforman los componentes de los cementos, la verificación de presencia de espacios entre el cemento y las paredes dentales, y la evaluación del comportamiento o deterioro de los materiales frente al tiempo o frente a circunstancias adversas como la masticación, presencia de saliva, etc. Sin embargo, no ha habido un consenso entre los investigadores con respecto a qué pruebas son más recomendadas o como deben ser estandarizadas. (Ismail Ozkocak, 2015)

La fuerza de adhesión es la intensidad de fijación físico-mecánica requerida por unidad de área para despegar el material adhesivo de la dentina. Una buena adherencia o unión de

enlace se da cuando el sellador se une tanto al material de núcleo de gutapercha, como a la pared dentinal denominándose una unión en “Monobloque”, considerada una sola estructura de obturación que mejora el sellado y fortalece el diente contra la fractura. (Afaf AL-Haddad, 2016)

Una de las pruebas para analizar la fuerza de adhesión es la prueba “Push-out” que consiste en la medición de la fuerza en Megapascales requerida para separar los cementos o superficies de unión juntas en monobloque por medio de un émbolo, el cual a través de una maquina computarizada, ejercerá cierta fuerza para separar los elementos que se requieran probar. (James Brichko, 2018)

Las pruebas Push-out de adhesión han sido muy utilizadas en las investigaciones en Endodoncia, con la finalidad de evaluar la resistencia de la unión de varios materiales, sobre todo aquellos que se usan clínicamente para llenar el espacio de los conductos. La principal ventaja de este tipo de prueba sobre otros métodos de pruebas de adherencia (incluidas las pruebas de adherencia por cizallamiento y tracción), es la capacidad de evaluar un material dentro de un canal rodeado de dentina, lo que refleja el uso clínico del material. (James Brichko, 2018)

Orstavik y cols. recomendaron el uso de una máquina de prueba universal para determinar la adhesión de los selladores de los canales radiculares. Este método ya ha sido usado por muchos investigadores. Goracci y cols. informaron que la prueba Push-out es más confiable que otras pruebas, y refleja mejor el estado clínico de la fractura. (Ismail Ozkocak, 2015)

Hay una gran variedad de cementos selladores para la obturación endodóntica disponibles en el mercado. Entre los que están los cementos a base de resinas epoxídicas como AH Plus (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Alemania) el cual, ha sido el más usado durante

muchos años y ha demostrado mayores fuerzas de unión a la dentina que los de óxido de zinc y eugenol, ionómeros de vidrio o hidróxido de calcio. (Seyda Ersahan, 2010)

Se introdujo recientemente un nuevo producto sellador para la obturación de dientes tratados endodónticamente que es Bio-C Sealer (Angelus, Londrina, PR, Brasil) descrito por su fabricante como un material biocerámico listo para usar, el cual proporciona las mismas interacciones biológicas que el agregado trióxido mineral, es biocompatible, de alta alcalinidad con pH 12.5, de alta radiopacidad y que no se contrae al fraguar. Este cemento está compuesto a base de silicato de calcio, aluminato de calcio, óxido de calcio, óxido de zirconia, óxido de hierro, dióxido de silicio y un agente de dispersión. Y necesita de un ambiente húmedo para fraguar y endurecerse. (Sergio López-García, 2019)

Hasta el momento no se cuenta con información disponible sobre la capacidad de Bio-C Sealer para adherirse a las paredes de dentina de los conductos radiculares, por lo tanto, este estudio tiene como objetivo evaluar su fuerza de adhesión y al mismo tiempo compararlo con otros cementos selladores de conductos ampliamente usados.

2. JUSTIFICACIÓN

Uno de los objetivos para lograr el éxito del tratamiento endodóntico es la obturación o sellado hermético de los conductos radiculares, que previamente han sido sometidos a una correcta instrumentación y desinfección; con materiales de buenas características de compactación y adherencia a las paredes dentinarias que impidan la colonización de microorganismos residuales. Siendo ésta la fase final de un tratamiento de conductos es fundamental que se logre una unión monoestructural entre dentina, gutapercha obturadora y cemento sellador.

El cemento sellador es un elemento imprescindible en los tratamientos endodónticos, ya que permite el sellado endodóntico, sin que queden espacios donde la gutapercha no logra penetrar a la anatomía más compleja dentinaria y a su vez hace que ésta se adhiera a las paredes de los conductos.

El uso de un cemento con mejores características físicas-químicas puede llevar a tratamientos exitosos; por lo que la investigación de nuevos cementos, como el Bio-C Sealer es de mucho interés para probar si sus propiedades son superiores al compararlo con otros cementos ya usados que han obtenido buenos resultados de sellado.

El aporte científico de esta investigación podrá ofrecer, a los profesionales, conclusiones sobre qué cemento presenta mejor sellado de los conductos y por ende lograr buenos pronósticos en la práctica clínica.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo general

- Determinar la fuerza de adhesión entre la dentina y los cementos selladores de conductos radiculares Bio C-Sealer, MTA Fillapex y AH Plus mediante pruebas Push- out en un estudio in vitro.

3.2 Objetivos específicos

- Establecer la fuerza de adhesión a la dentina del cemento sellador Bio C-Sealer por medio de Prueba Push-out en Megapascuales.
- Obtener la fuerza de adhesión a la dentina del cemento sellador MTA Fillapex por medio de prueba push-out en Megapascuales.
- Identificar la fuerza de adhesión a la dentina del cemento sellador AH Plus por medio de prueba Push-out en Megapascuales.
- Determinar cuál de los cementos selladores Bio C Sealer, MTA Fillapex y AH Plus presenta mejor fuerza de adhesión a la dentina mediante pruebas Push-out.
- Socializar los resultados para el conocimiento de los profesionales.

4. HIPÓTESIS

El nuevo cemento sellador de conductos Bio-C Sealer tiene mayor fuerza de adhesión a la dentina que otros cementos selladores comúnmente usados como MTA Fillapex y AH Plus, lo que significa que debe actualmente usarse en los tratamientos endodónticos para asegurar un sellado hermético en la obturación endodóntica.

5. REVISIÓN DE LA LITERATURA

5.1 OBTURACIÓN ENDODÓNTICA

La obturación endodóntica es el sellado del conducto radicular instrumentado e irrigado anteriormente, con materiales obturadores estables que se distribuyen de la misma forma en que se hayan preparado los canales; como un reflejo de la conformación químico-mecánica de los conductos radiculares. La obturación debe considerarse como una barrera física que impida la penetración y crecimiento de microorganismos y que pueda prevenir la percolación de fluidos ya que éstos pueden disolver el cemento y dar paso a la filtración bacteriana; por lo que los materiales utilizados como relleno deben adherirse entre ellos y a la pared dental, y cubrir completamente todo el espacio e irregularidades del conducto radicular. (Ismail Ozkocak, 2015)

Es prioritario sellar el espacio creado con la instrumentación y desinfección de los conductos pues por el efecto de “anacoresis” puede colonizarse fácilmente un sitio vacío por microorganismos provenientes del torrente sanguíneo o puede servir de refugio para posibles bacterias residuales. (M. C. Friedman, 1975)

Los diferentes materiales obturadores deben ser inertes incapaces de permitir desarrollo bacteriano, deben proporcionar una completa impermeabilización o sellado compacto del conducto y pueden ser clasificados en 2 tipos:

- Materiales centrales, núcleos de obturación o sólidos: representan la mayor parte del relleno obturador, con presentación comercial cunicular o de conos y con materiales como “gutapercha” que es el más usado hasta la actualidad, u otros más antiguos, de plata, oro, platino-iridio, tantalio, etc. que han quedado en desuso por su corrosividad y poco sellado. (Goldberg, 1982)

- Materiales de cementación o pastas semifluidas: pastas semisólidas o cementos selladores que han evolucionado y se han clasificado de acuerdo a su composición química. (Goldberg, 1982)

Una adecuada obturación endodóntica debe priorizar tres aspectos:

- Eficacia en la capacidad de sellado
- Impedir y/o controlar la colonización microbiana
- Compatibilidad biológica con los tejidos dentales

(Goldberg, 1982)

Para lograr una obturación que cumpla estos 3 objetivos básicos, tanto la gutapercha o material central y el cemento deben formar una sola estructura tipo monobloque que se adhiera a la dentina. (Goldberg, 1982)

También previamente el conducto radicular debe estar bien instrumentado, desinfectado y permeable también a nivel de sus túbulos dentinarios, retirando el barrillo dentinario o capa de frotis de la instrumentación ya que su presencia es un factor negativo que reduce la penetración y adhesión de los cementos selladores a la pared radicular. Por lo tanto, antibacterianos como el hipoclorito de sodio (NaOCl) y de quelantes como el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA), son irrigantes necesarios para la completa desinfección microbiana y eliminación del barrillo dentinario del sistema de conductos y llegar al éxito del tratamiento endodóntico. (Ismail Ozkocak, 2015)

El NaOCl tiene propiedades antibacterianas, disuelve material orgánico, elimina tejido necrótico y puede incluso degradar una pequeña parte de la dentina al disolver fragmentos de colágeno. Actúa como solución desproteinizante, es agente proteolítico inespecífico capaz de eliminar tejido orgánico al fragmentar las cadenas peptídicas largas y clorar los grupos terminales de proteínas. También puede degradar iones de magnesio y carbonato. Por lo cual, el NaOCl, pueden llegar a afectar las propiedades mecánicas de la dentina, que está compuesta

por un 22% en peso de matriz orgánica hidratada, la mayor parte de colágeno tipo I; y una estructura de refuerzo inorgánica de apatita carbonatada que contribuye considerablemente a sus propiedades estructurales. (Fernanda Miori Pascon, 2009)

El NaOCl al influir en la mecánica dentinaria puede también afectar la adhesión de los materiales dentales, como cementos y selladores endodónticos a base de resina, ya que su capacidad de sellado y la adherencia es a través de micro trabas mecánicas en el interior de los túbulos dentinarios, y de interacciones químico-moleculares con la dentina que conforma las paredes de los conductos radiculares. Además, puede reducir la fuerza de unión de otros materiales adhesivos a nivel coronal. (Jorge Perdigao, 2001). Sin embargo, los estudios muestran que estos cambios no son tan significativos si se maneja una adecuada concentración del hipoclorito de sodio, que sea efectiva en actividad antimicrobiana pero que no afecte la traba mecánica de los cementos selladores, ya que se ha comprobado que a menores porcentajes de concentración se mantiene intactos los componentes estructurales de la dentina. (M. Marending, 2007)

El EDTA es un agente quelante que actúa retirando el calcio de la hidroxiapatita dentinaria, y es utilizado como irrigante endodóntico, para eliminar restos inorgánicos de tejido y disolver barrillo dentinario, facilitando la preparación mecánica y la limpieza completa de los canales radiculares. Su denominación en siglas, corresponden a su nombre químico de ácido etilendiaminotetracético. (Reimund Stelzer, 2014)

La principal función de los quelantes es “quelar” acción que consiste en desprender, agarrar o retirar los iones de calcio del tejido, por medio de la formación de una fuerte unión o complejo molecular Ca-quelante, que afecta a las proteínas no colagenasas (NCP) y expone el colágeno de la dentina. (Didier Dietschi, 2016) Como resultado hay descalcificación dentinaria, remoción de barrillo dentinario, apertura de la luz o lumen de los túbulos dentinario permitiendo una mayor penetración del cemento sellador en su interior, ablandamiento de la

dentina para calcificaciones, y en algunos casos cuando se utilizan en porcentajes altos o por tiempos prolongados puede llegar hasta la erosión dentinal. (Felipe de Souza Matos, 2021)

Dentro de las soluciones descalcificantes, EDTA al 17% es más recomendado pues logra limpiar los restos inorgánicos sin erosionar la dentina, otras sustancias quelantes utilizadas en endodoncia son el ácido cítrico y maleico en menores concentraciones. Recientemente también se han introducido en el mercado combinaciones de soluciones quelantes con detergentes o antimicrobianos o antibióticos, etc.; mezclas químicas que en teoría al emplearlas simultáneamente simplifican el protocolo desinfección y remoción del smear layer, pero en estudios clínicos prácticos no han superado a la acción quelante del EDTA solo. (Felipe de Souza Matos, 2021)

Una buena técnica o protocolo de irrigación, además de limpiar el tejido orgánico pulpar y los restos inorgánicos dentales, influye en la obturación; que será ideal si se logra una adecuada adhesión de los materiales selladores con las paredes de la dentina. (M. C. Friedman, 1975)

La adhesión de los materiales de relleno del conducto puede verse afectada por factores como: la tensión superficial, la humectabilidad, inadecuada limpieza de la superficie, presencia de barrillo dentinario, interacciones indeseables con las soluciones irrigadoras, bajas propiedades físicas y químicas de las pastas obturadoras, entre otros. Estudios anteriores han demostrado que la adhesión del sellador aumentó cuando la capa de frotis del canal fue removida. (Ismail Ozkocak, 2015) Todas estas razones llevan a un análisis más profundo de cómo lograr la adhesión dentaria en la obturación endodóntica.

5.1.1 Técnicas de obturación

El objetivo de las diferentes técnicas de obturación en endodoncia es el sellado tridimensional del canal a obturar el cual ha sido preparado y desinfectado químico-mecánicamente de manera previa. (Ebrahim Patel, 2019)

Se han desarrollado varias técnicas para lograr una obturación continua sin espacios que selle completamente el sistema de conductos radiculares. Sin embargo, hasta la fecha ninguna técnica puede ser llamada infalible, en dejar separaciones entre la pared dentinal y el material obturador, a nivel nanométrico. (Ji Wook Jeong, 2017)

La historia endodóntica nos indica que la técnica base de la obturación consiste en colocar un material sólido en el centro del conducto que se adapta a éste y se pega a las paredes dentinales por medio de pastas o cementos selladores. Con el tiempo han surgido muchas adaptaciones y mejoras a la técnica base, como: el uso de nuevos cementos o materiales centrales tipo núcleos y especialmente la incorporación de máquinas que generan calor para plastificar y unificar los materiales obturadores dando lugar a una sola estructura compacta que pueda sellar las irregularidades anatómicas internas. Estos avances han determinado que también existan varias “Técnicas de obturación”. (Ji Wook Jeong, 2017)

Si bien en la mayoría de las técnicas de obturación se usan los cementos en conjunto con la gutapercha central para adherirse a las paredes dentales, existen unas pocas técnicas que usan solo pastas semisólidas como único relleno, dejando en discusión las diversas opiniones de los especialistas acerca de la efectividad del sellado hermético logrado con estos innovadores métodos. (Pravin R. Lokhande, 2019)

Las Técnicas de Obturación son clasificadas de la siguiente manera:

a) Técnica de cono único:

- Técnica de cono enrollado a medida
- Método de lima prefabricada de acero inoxidable

b) Técnica de cono múltiple

- Condensación lateral fría
- Condensación vertical caliente
- Condensación de onda continua

- Compactación termomecánica

c) Gutapercha quimioplastificada

- Cloropercha
- Eucapercha

d) Obturación de gutapercha inyectable termoplastificada

- Obtura II
- Ultrafil 3D
- Thermafil
- Portadores de núcleo sólido

e) Rellenos radiculares solo en pasta:

- Eugenol y óxido de zinc
- Pasta de hidróxido de calcio
- Pasta de yodoformo
- Pasta de paraformaldehído

f) SPAD/formaldehído de resorcinol

- Diaket
- AH-26
- Hydron
- Lee-EndoFill

(Pravin R. Lokhande, 2019)

La técnica de obturación clásica que a pesar de ser la más antigua aún sigue en vigencia, es la de “Condensación lateral en frío”, pero con la incorporación de máquinas transportadoras de calor que logran elevar la temperatura para plastificar la gutapercha, se crea la técnica de “Condensación vertical con calor” que es la más usada actualmente, pues se ha demostrado que las técnicas de obturación termo-plastificada llenan eficazmente todas las irregularidades

o aberraciones de los canales al desplazar con presión lateral de los materiales de relleno como la gutapercha fundida hacia estas zonas. (Pravin R. Lokhande, 2019)

Todas las técnicas de obturación tienen ventajas y para que lleguen a cumplir los objetivos del sellado el operador o profesional debe perfeccionar su entrenamiento para ejecutarlas correctamente. Sin embargo, también tiene desventajas como el apareamiento de micro fisuras en las paredes radiculares por la excesiva fuerza de compactación; en cuanto a esto los estudios han demostrado que la integridad de la estructura dentaria se conserva mejor con la técnica de condensación lateral y con técnica de obturación de cono único. (Christopher DeLong, 2015) Pero a pesar de las recomendaciones de los fabricantes, algunos profesionales tienen dudas acerca del hermetismo que logre la técnica de cono único por lo que se viene aplicando preferiblemente para este método su combinación con los nuevos selladores a base de silicato de calcio o conocidos como cementos biocerámicos. (Christopher DeLong, 2015)

5.2 ADHESIÓN DENTARIA

La palabra “Adhesión” proviene del latín *adhaere*, lo cual significa unir una cosa con otra, a pesar de que son completamente distintas entre ellas; en otras palabras, es un proceso de atracción entre especies moleculares diferentes. (Fraunhofer, 2012)

La adhesión es un estado o fenómeno en el cual dos superficies mantienen una unión estrecha por fuerzas de interacción de sus interfases, sean estas: químicas, físicas o ambas. (Joubert, 2010)

Según el glosario de Prosthodontic Terms, la adhesión es la propiedad de permanecer en contacto o proximidad por atracción física molecular de las superficies de diferentes cuerpos. (Prosthodontics, 2017)

Por otro lado, el término de “Cohesión” se refiere a la íntima unión entre dos estructuras o superficies de la misma procedencia; es un proceso de atracción entre moléculas iguales o similares principalmente por enlaces químicos entre los componentes, que generalmente se

encuentra cuando se trata de sustancias. Entonces la cohesión se puede definir como la resistencia interna de un agente adhesivo debido a varias interacciones que une la masa, mientras que la adhesión es la unión de un material a otro o a un sustrato. (Fraunhofer, 2012)

La “Adhesión dentaria” se refiere a la utilización de diversos materiales odontológicos de características especiales que logran unirse de manera física, química o ambas, a nivel molecular a los diferentes tejidos que conforman los dientes, denominándose “una Adhesión en el sustrato”, con objetivos terapéuticos, reparadores, funcionales y estéticos. Las piezas dentales están conformadas por varios tejidos que se distribuyen de manera organizada, para cumplir funciones específicas; que son desde afuera hacia el interior: esmalte, dentina, cemento y pulpa dental. Los tejidos que permiten adhesión son mineralizados como esmalte y dentina por sus características estructurales; en poco porcentaje lo permite el cemento y no lo permite la pulpa que es un tejido conectivo no mineralizado. (Fraunhofer, 2012)

La adhesión al sustrato dentinario o dentina tiene mucha importancia porque permite mayor sujeción de los materiales odontológicos, por las características estructurales del propio tejido y por ser el mayor constituyente dimensional del diente. Actualmente los materiales adhesivos tienen un comportamiento elástico muy similar a la dentina, pero a la vez tienen mejor estabilidad para que perduren por mayor tiempo en funcionabilidad y estética. Se debe profundizar en el análisis de las características de la dentina que dan lugar a una adhesión en su superficie tisular. (Fraunhofer, 2012)

La Dentina es un tejido conectivo mineralizado presente en corona y raíz, que delimita al órgano pulpar rodeado de sus células odontoblásticas en el interior del diente; y sobre la dentina se ubican el esmalte en corona y el cemento en raíz. Sus funciones son: brindar soporte, nutrición, protección pulpar o barrera física, distribuye fuerzas masticatorias al amortiguarlas, y conductancia nerviosa hidráulica. Su grosor va a variar entre dientes y en las zonas de cada

pieza dental, y de ello, depende su capacidad protectora, selladora o “buffer” (Rosales-Leal, 2007).

Su composición química es 50 % de matriz inorgánica, 30 % de matriz orgánica y 20 % de agua. (Pashley, 2011) Su matriz inorgánica está formada principalmente por los cristales de hidroxiapatita y la matriz orgánica principalmente compuesta por fibras colágenas. (Ji Wook Jeong, 2017)

Su microestructura está conformada por túbulos dentinarios que presentan una luz o lumen en su interior y son rodeados por dentina en matriz intertubular; constituyen el 20% y el 39% de la dentina, y el líquido o fluido dentinal representa el 20% del volumen de la dentina. (Fraunhofer, 2012)

En la composición inorgánica del tejido, la dentina peritubular es en gran parte de apatita y cubre el lumen de los orificios intratubularmente, mientras que la matriz intertubular está formado principalmente por dos compuestos como: la matriz de colágeno de baja energía superficial y el refuerzo de cristales de apatita de alta energía superficial; por esta razón la mineralización dentinaria está distribuida de manera estable, con sólo limitados cambios en relación a la profundidad y a la hidratación de la dentina. (Mjör, 2002)

Los túbulos son de forma cilíndrica y su longitud va a variar según la zona donde se encuentren de 1.5 a 2mm. La densidad o permeabilidad de los túbulos dentinarios varía con la profundidad de la dentina, al igual que los hace el agua de la dentina, que es menor en la dentina superficial y mayor en la dentina profunda. A pesar de que la dentina es un tejido mineralizado en su mayoría, es menos dura que el esmalte, debido a que intrínsecamente es húmeda, porque a través de los túbulos dentinarios recorre un ultrafiltrado del plasma proveniente de la pulpa llamado licor o fluido dentinal, que le provee de nutrición y elasticidad, de manera que se reparten las fuerzas masticatorias amortiguándolas, también la dentina tiene bajas fuerzas intermoleculares y superficies de menor energía. (Sofan, 2017)

La presión natural de la pulpa promueve el movimiento del fluido dentinal hacia el exterior de los túbulos dentinarios y, cuando se prepara una cavidad, la superficie de la dentina se humedece uniformemente. (Rosales-Leal, 2007)

En su matriz orgánica la dentina está constituida por colágeno y proteínas dentro de las cuales encontramos los proteoglicanos, que ayudan a resistir las fuerzas de torsión, tracción y compresión; y los glicosoaminoglicanos, que son factores de crecimiento y participan de forma activa en el proceso de adhesión. (Mjör, 2002)

La adherencia dentinaria se da cuando los materiales de tipo elástico penetran en el interior o luz de los túbulos dentinarios logrando una unión micromecánica con el tejido, sin embargo, con el avance de la tecnología se han desarrollado sistemas adhesivos que logran un intercambio químico molecular con algunos componentes de la dentina permitiendo que la adhesión sea una combinación químico-micromecánica con el sustrato dentinal. (Fraunhofer, 2012)

5.2.1 Tipos de adhesión dentaria

5.2.1.1 Adhesión Mecánica o Física

Este tipo de adhesión ocurre cuando una de las partes de una superficie, agente adhesivo o biomaterial penetra en las irregularidades de otra superficie; de manera más práctica, es cuando un material fluye sobre el sustrato llenando sus irregularidades, rugosidades o poros de superficie, y se adhiere por un enclavamiento mecánico denominado “Adherencia micromecánica”. Esta adherencia micromecánica depende de la buena distribución del agente adherente o agente de fijación sobre la superficie irregular del sustrato, lo cual está determinado a la vez, por la baja viscosidad del cemento y por la humectación del sustrato, si no se humecta no se posiciona bien el cemento. (Fraunhofer, 2012)

5.2.1.2 Adhesión Química

Este tipo de adhesión se logra por reacción química con intercambio o interacción a nivel molecular de dos estructuras, haciendo que se generen fuerzas de unión atómicas que van a impedir que se separen las superficies involucradas. Las fuerzas atómicas se logran por enlaces químicos de las superficies adheridas haciendo que no presenten mayor distancia a un nanómetro entre sus irregularidades. Estas uniones químicas pueden ser primarias o secundarias; primarias cuando forman enlaces covalentes o iónicos y secundarias cuando forman puentes de hidrógeno o fuerzas de Van der Waals. Los enlaces iónicos o covalentes son los más fuertes, mientras los enlaces por puentes de hidrógeno son la forma más débil de unión entre dos materiales. (Fraunhofer, 2012)

5.2.2 Factores asociados a la adhesión dentaria

Existen factores o fenómenos que intervienen para mejorar o perjudicar la adhesión, como los detallados a continuación:

- La dentina esclerótica tiene túbulos dentinarios con diámetro reducido por el depósito de minerales como respuesta a una afectación cariosa o fisiológicamente por la edad, esto hace que se reduzca la superficie irregular del sustrato para la adhesión micromecánica. (Fraunhofer, 2012)
- El cemento o agente adherente debe tener ciertas propiedades como baja tensión superficial, humectación, 0° en ángulo de contacto, etc. para mejorar la adhesión. (Ji Wook Jeong, 2017)
- Humectabilidad, es la propiedad que tiene el material adhesivo líquido de fluir en una superficie y humedecerla, extendiéndose sobre las irregularidades y crear mayor superficie de contacto que une ambas partes. (Henestroza, 2010)
- Baja tensión o energía superficial, propiedad que se logra cuando la superficie donde se colocará el líquido se encuentra limpia o libre de impurezas que impidan que penetre

de mejor manera el agente adhesivo. Al estar limpia la superficie se reduce la tensión superficial del cemento. (Henestroza, 2010)

- Contacto íntimo o Ángulo de contacto 0° , es el ajuste del líquido adherente al entrar en contacto con el sustrato el sólido, formando un ángulo que debe idealmente estar en cero grados entre ambas superficies, para que se presente una unión estrecha de traba micromecánica. Relacionado con el grado de humectabilidad y de tensión superficial. (Fraunhofer, 2012) (Henestroza, 2010)
- Baja viscosidad del cemento, propiedad física de los fluidos de tener resistencia a las deformaciones graduales por fuerzas tensoras; al presentar poca viscosidad un adhesivo fluye fácilmente sobre las rugosidades dentinarias. (Henestroza, 2010)
- Tixotropía, característica que pueden presentar algunos líquidos de reducir más su viscosidad, gracias a que libera fuerzas electrostáticas por acción de fuerzas mecánicas como vibración o agitación; transformándose en un líquido tixotrópico con viscosidad mucho más baja y le permite al cemento fluir mejor en la microtopografía del sustrato. Este comportamiento tixotrópico es una característica importante en los selladores endodónticos que deben fluir hacia toda la longitud irregular del conducto. (Fraunhofer, 2012)

5.3 CEMENTOS SELLADORES DE OBTURACIÓN

Los cementos o selladores endodónticos son materiales obturadores tipo pasta fluida que permiten la adhesión del material de relleno de tipo núcleo termoplástico, como la gutapercha, a las paredes dentarias con fuerzas de unión química-micromecánica con la dentina. Debido a que la gutapercha no tiene adherencia a la superficie dental por si sola, requiere del cemento para sellar los espacios entre la gutapercha y las paredes del canal; un flujo adecuado del cemento contribuye con la buena calidad de sellado. (Eloisa Assmann, 2012)

Los cementos son los encargados de rellenar todas las irregularidades de la anatomía interna de los canales radiculares, como conductos accesorios, secundarios, laterales, etc. Y debido a que su proyección selladora debe ser hacia estas zonas anatómicas más cerca al periápice, los cementos deben ser biocompatibles y tolerados por los tejidos periodontales. (R. Caicedo, 1988)

Todos los estudios sobre fracasos de tratamientos endodónticos indican que la falta de sellado hermético de la obturación es una de las causas principales para estas fallas. La tasa de éxito clínico del tratamiento de endodoncia tiene una relación directa con la penetración del sellador en las complejidades anatómicas del sistema de conductos radiculares. Por tanto, los cementos selladores son de suma importancia para evitar dejar espacios que puedan permitir la colonización y proliferación bacteriana. Los selladores deben adherirse a la gutapercha y a las irregularidades de las paredes del canal evitando posibles fugas. (R. Caicedo, 1988) (Shalin Desai, 2009) (John Z. Reynolds & Robert A. Augsburger, 2020)

Otro propósito de los selladores endodónticos es sepultar bacterias si no han sido completamente destruidas por la instrumentación e irrigación sobre todo en la profundidad del lumen de los túbulos dentinarios. Muchos estudios han demostrado que las bacterias orales y sus productos penetran muy internamente en los túbulos dentinarios, por esto, es importante también la penetración del sellador a profundidad tubular e idealmente si tiene propiedades antimicrobianas en su composición. (John Z. Reynolds & Robert A. Augsburger, 2020)

En la actualidad hay una variedad de cementos endodónticos disponibles, y todos deben poseer ciertas propiedades físicas y biológicas. Aunque no existe el sellador perfecto, a lo largo de los años se han mejorado las propiedades, con cambios en su composición química y avances tecnológico para su fabricación y producción. (Wang, 2015)

5.3.1 Propiedades del cemento sellador ideal

Según Grossman, el cemento ideal debe cumplir con características como:

- Fácil uso y fácil manipulación para llevar a los conductos
- Debe tener un tiempo de fraguado adecuado, no tan extenso para evitar irritaciones, ni muy corto que no permita trabajar al operador
- Buena estabilidad dimensional, adherencia e impermeabilidad
- Fluidez adecuada para poder llegar a toda la anatomía compleja del sistema de conductos
- Radiopacidad adecuada para identificarlo radiográficamente
- Que no altere el color de la pieza dentaria
- Acción antibacteriana
- Posibilidad de ser removido de los conductos en caso de retratamientos
- Que sea biocompatible con tejidos periodontales.

(Shalin Desai, 2009) (Grossman, 1982) (Afaf AL-Haddad, 2016)

5.3.2 Clasificación de los cementos selladores

Los cementos endodónticos se han clasificado de acuerdo con su composición química en:

- Cementos a base de Óxido de zinc-eugenol
- Cementos a base de Hidróxido de calcio
- Cementos a base de Ionómero de vidrio
- Cementos a base de Silicona
- Cementos a base de Resina epóxica
- Cementos Biocerámicos

5.3.2.1 Cementos a base de Resina epóxica

Estos cementos a base de resina se introdujeron en la práctica endodóntica por Schroeder, por tener varias características favorables, como la buena adhesión a las paredes

dentarias, excelente sellado, tiempo de trabajo prolongado y por ser de fácil manipulación. (Luiza Helena Silva Almeida, 2017)

- ***AH Plus***

Es un cemento sellador a base de resina epóxica, es el sellador estándar de oro por sus propiedades físicas, y ha demostrado una mayor fuerza de unión a la dentina que otros selladores de conductos ya que cumple con la mayoría de las características de cemento ideal según Grossman. (Luiza Helena Silva Almeida, 2017)

Este cemento es el más ampliamente usado en la práctica endodóntica por aproximadamente dos décadas, demostrando baja solubilidad y desintegración, así también una buena estabilidad dimensional. A pesar de todas las propiedades antes expuestas, este cemento sellador no ha demostrado tener propiedades bioactivas o potencial osteogénico. (Luiza Helena Silva Almeida, 2017)

Beneficios:

- Propiedades de sellado de larga duración
- Estabilidad dimensional
- Propiedades autoadhesivas
- Radiopacidad elevada

(Dentsply)

5.3.2.2 Cementos Biocerámicos

Son cementos recientemente introducidos como cementos reparadores de raíces y selladores de conductos radiculares. Los productos biocerámicos incluyen en su composición partículas de alúmina y zirconio, vidrio bioactivo, silicatos de calcio, hidroxiapatita y fosfatos de calcio reabsorbibles. (Luiza Helena Silva Almeida, 2017)

En general son materiales biocompatibles, no tóxicos, no se contraen y son químicamente estables dentro del entorno biológico. Tienen la capacidad de formar hidroxiapatita durante su proceso de fraguado y hasta puede lograr crear una unión entre dentina y material de relleno. (Luiza Helena Silva Almeida, 2017)

Los biocerámicos tienen la capacidad de crear enlaces entre la dentina y los materiales núcleo (gutapercha). La unión de iRoot SP a la dentina es comparable a la de AH Plus y más fuerte que Sealapex o EndoRez. (Afaf AL-Haddad, 2016)

- ***MTA Fillapex***

Es un cemento sellador biocerámico. Contiene silicato de calcio que se basa en resina de salicilato y otros componentes resinosos. Tiene pH alcalino y actividad antibacteriana, pero ha demostrado tener efectos irritantes en el tejido conectivo y óseo. Este cemento fue creado con la idea de combinar las propiedades biológicas del MTA y las propiedades fisicoquímicas de la resina. (Luiza Helena Silva Almeida, 2017)

La composición del MTA Fillapex después de mezclarse es agregado trióxido mineral, resina de salicilato, resina natural, bismuto y sílice. Según el fabricante este cemento va a tener un tiempo de trabajo adecuado, alta radiopacidad y es fácil de manejar, siendo similar a iRoot SP. Tiene pH elevado lo que le puede beneficiar a la actividad antibacteriana. (Wang, 2015)

Al tener trióxido mineral agregado, va a proporcionar las siguientes características al cemento:

- Radiopacidad alta
- Baja expansión al fraguar
- Solubilidad baja en contacto con fluidos de los tejidos
- Buena viscosidad para la obturación de los conductos
- No cambia de color al diente

(Angelus)

La composición química de este cemento a base de MTA también puede influir en su comportamiento de unión. La fuerza de unión de MTA Fillapex ha sido ya informada que es significativamente más baja que otros selladores endodónticos como AH Plus. En un estudio indicaron que la baja fuerza de unión de este cemento se debía a su baja capacidad de adhesión a las estructuras dentinarias indicando que se debe a su componente resinoso. (Wang, 2015)

- ***Bio-C Sealer***

Es un cemento sellador nuevo, biocerámico inyectable listo para su uso, que contiene silicatos de calcio, aluminato de calcio, óxido de calcio, óxido de zirconio, óxido de hierro, dióxido de silicio y un agente dispersante en su composición. (Cristiane Lopes Zordan-Bronzel, 2019)

Este cemento endodóntico fue creado por Angelus y lanzado comercialmente en el año 2018. Este cemento se distribuye en una jeringa la cual es llevada con ayuda de unas puntas a los conductos radiculares. Tiene un tiempo de trabajo de 60 minutos. Este va a fraguar en presencia de humedad, por lo que es necesario secar los conductos sin resecaarlos, ya que los restos de humedad ayudarán a su reacción para fraguar. (Angelus, 2019)

Tiene características como:

- No sufre contracción al fraguar
- Puede ser utilizado en técnicas de cono único
- Alta alcalinidad pH 12,5
- Alta radiopacidad
- Tiempo de fraguado 120 min

(Angelus, 2019)

Indicaciones:

- Obturación de canales radiculares en piezas dentales permanentes

- En casos de tratamiento de reabsorción interna
- Para técnicas de condensación tradicional lateral o vertical
- Para técnicas de cono único

(Angelus, 2019)

5.4 GUTAPERCHA COMO MATERIAL CENTRAL DE OBTURACIÓN

La gutapercha es un material vegetal tipo goma parecido al caucho o al látex, proveniente de la savia de árboles de la familia Sapotáceas, del género *Palaquium* en particular del *Palaquium gutta*, del *Isonandra Gutta* y del *Dichopsis gutta*; plantas originarias de Filipinas y del archipiélago malayo formado por las islas de Malasia, Indonesia, Borneo, Timor, Java y Papúa.

El término “gutapercha” viene de palabras en idioma malayo *getah* que significa savia y *percha* que significa árbol, refiriéndose a su origen; y con el paso del tiempo se popularizó su nombre por la gran utilidad que tuvo este material, en actividades industriales y domésticas como fabricar mangos de cuchillos, bastones, en joyería, jeringas, sellos de cartas, pelotas de golf, para aislar o recubrir cables eléctricos telegráficos y de submarinos, en confección de telas impermeables, catéteres médicos, fonendoscopios, etc. (M. C. Friedman, 1975)

La gutapercha tiene varias características particulares como: es un material termoplástico natural flexible al calor y sólido al frío, biocompatible, no alérgico, aislante de cambios térmicos y de conducción eléctrica, es inerte, es translúcida y radiopaca con aditivos de sulfato de bario, se torna moldeable a una temperatura aproximada de 50 °C y no tolera una exposición prolongada a la luz solar. Es insoluble en agua, pero puede deteriorarse por la luz o el aire por un proceso de oxidación degenerativa y volverse quebradiza por lo que es importante controlar su almacenamiento en envases bien cerrados sin exposición a la luz directa o a cambios de temperatura y verificar su fecha de caducidad. La gutapercha se disuelve ante solventes como cloroformo, éter, benceno, cloroformo, halotano, xilol y eucaliptol usados para

los casos de retratamientos endodónticos. (M. C. Friedman, 1975)

El proceso para la obtención de la gutapercha es por recolección natural ante el exudado de la resina del árbol; pero para su confección industrial se aplican secuencias de agua y calor y se adicionan diferentes elementos orgánicos e inorgánicos logrando también distintos productos industriales variando de unos fabricantes a otros. (M. C. Friedman, 1975)

El reconocimiento científico de la gutapercha sobre todo en el campo de la medicina se dio en 1843, en 1851 es llevada a Inglaterra y para el siglo XIX se empieza a utilizar en odontología en la obturación endodóntica.

En el campo de la endodoncia la gutapercha se presenta en conos estandarizados y no estandarizados que se han combinado con otros elementos con el objetivo de mejorar sus características, por ejemplo:

- Para tener un control radiográfico de la presencia de la gutapercha se ha mezclado con óxido de Zn, estroncio o bario.
- Para tener un efecto antimicrobiano se han añadido a la gutapercha antibióticos o incluso antifúngicos.
- Puede lograrse una función antiséptica si se añade a su composición clorhexidina, hidróxido de calcio o yodoformo.
- Algunos fabricantes sugieren que con la combinación con hidróxido de calcio en conos de gutapercha de uso temporal se puede lograr un efecto biológico de formación de dentina por la liberación de iones de Calcio, estos conos activos son para tratamiento de cierre apical o reabsorciones en dientes jóvenes.
- Actualmente algunos conos de gutapercha presentan una cubierta de resina para facilitar su adhesión a cementos del mismo tipo resinoso.

- Se aplican tinturas a los conos como color rosa para imitar el color de la pulpa y otros colores siguiendo códigos de identificación igual a la estandarización de las limas endodónticas que facilita su selección y organización.
- Para técnicas termoplastificadas de transportador de vástago rígido los conos de gutapercha se combinan con un núcleo de plástico.

(M. C. Friedman, 1975)

En general los conos de gutapercha usualmente utilizados en endodoncia como material central de la obturación se componen porcentualmente de:

- Gutapercha en 18 - 21 %
- Óxido de zinc en 56- a 75 % que proporciona rigidez a los conos
- Sulfatos de metales pesados como bario en 1.5-17% son radio-opacadores
- Ceras y resinas en 1- 4 % son plastificantes (M. C. Friedman, 1975)

5.4.1 Tipos de gutapercha

La gutapercha al ser un material termoplástico puede cambiar sus características físicas y disposición molecular cristalográfica de acuerdo a la temperatura. Al elevar la temperatura a 25-30 °C la gutapercha se ablanda y a partir de una temperatura de 60 °C ya es fluida y plástica usada en las técnicas de obturación termoplastificadas. (M. C. Friedman, 1975)

Al análisis de las fases moleculares o cristalográficas dependientes de la temperatura hay 3 tipos diferentes de gutapercha con propiedades particulares de cada una de ellas; estas tres formas cristalinas de gutapercha son: alfa, beta y gamma. (Ruddle, 1992)

La gutapercha al estado natural recolectada cuando exuda del árbol se encuentra en estado *Beta* y es de característica resinosa adherible, maleable y dúctil y con el contacto con el

aire y el tiempo se hace sólida, ya no se adhiere a nada y puede volverse quebradiza. (M. C. Friedman, 1975)

En la industrialización de la gutapercha se hacen procesos térmicos de calentar y enfriar a la fase beta natural con el objetivo de elaborar conos de gutapercha de formas, tamaños y diseños definidos, que son fáciles de manipular y conservar almacenados. (M. C. Friedman, 1975)

Cuando se calienta la gutapercha a 42-49 °C pasa a fase *Alfa* tornándose blanda, pegajosa pero no dúctil y no maleable. Y al calentarla a 56-62 °C pasa a fase *Gamma* con propiedades similares a la fase alfa. (Ruddle, 1992)

Los conos de gutapercha convencionales se encuentran en una forma cristalina Beta a temperatura ambiente, que se logra por el calentamiento hasta llegar a la forma alfa y un brusco e inmediato enfriamiento posterior, logrando en su temperatura de fusión la incorporación de otros aditamentos para mejorar las propiedades del material y en baja temperatura trabajar el tallado de las formas cónicas. (Goldberg, 1982)

Es importante determinar que hay cambios dimensionales de cada fase cristalográfica, como por ejemplo hay una expansión del material al calentarlo desde la fase beta a la fase alfa o a la fase gamma de 1% a más del 3%, y al enfriarse a la fase beta se produce una contracción de magnitud parecida, pero siempre el porcentaje de contracción es mayor que en la expansión, pudiendo diferir hasta en un 2%. Esto significa que durante la obturación endodóntica es indispensable la compactación de la gutapercha ya que al calentarla a más de 42-49 °C y luego enfriarse dentro de la anatomía del conducto hay que reducir la contracción del material atacándolo o eliminando los espacios. (Ruddle, 1992)

5.5 PRUEBA PARA MEDICIÓN DE FUERZA DE ADHESIÓN TEST PUSH OUT

Este tipo de prueba investigativa denominada Prueba de expulsión o Prueba Push out evalúa la resistencia a la separación o fuerza adhesiva que presentan dos cuerpos o materiales

al aplicarles otra fuerza de presión o compresión que trata de separarlas. En el campo de la investigación estomatológica se usa para el análisis de la adhesión de los materiales odontológicos sobre las superficies dentarias y específicamente en endodoncia evalúa la unión entre los cementos obturadores de tipo adhesivo, como los selladores de silicato de calcio o los biocerámicos, y las paredes del conducto radicular a nivel de los túbulos dentinales.

La prueba Push out se ejecuta a través de una máquina de ensayos universal que con aditamentos tipo pines o émbolos aplican una fuerza compresiva en sentido apico-coronal, medible en Newton (N), sobre el área de una muestra de estudio, que se coloca en la base de equipo hasta producir la separación, expulsión o empuje de los materiales analizados. La fuerza de expulsión requerida para la separación adhesiva del material se cuantifica a través un software computarizado incorporado en el equipo que detecta la carga más alta aplicada hasta el momento de la falla y estos valores van a cambiar de acuerdo a cada muestra de estudio. Sin embargo, la velocidad con la que se aplica dicha fuerza es constante y controlada por el mismo programa de la máquina a 0,5 mm por minuto.

Y por medio del mismo programa se pueden hacer cálculos matemáticos para obtener las fuerzas de adhesión o resistencia de los materiales en relación con el área de la muestra. (Roberto R. Braga, 2010)

En el mercado existen equipos de ensayos universal con diferentes capacidades para producir hasta un límite máximo de fuerza compresiva como por ejemplo de 10N, de 50N o 100N. Estos rangos mayores le dan a la máquina la potestad de llevar a cabo ensayos investigativos de mayor complejidad o con materiales de cualquier tipo. (James Brichko, 2018) Con la máquina de ensayos universal se puede realizar análisis de tracción, tensión, compresión, flexión o desgarro sobre diversos materiales. Las metodologías de preparación de muestras y la calibración de software para cada tipo de análisis deben ser estudiadas detenidamente por el investigador. (Roberto R. Braga, 2010)

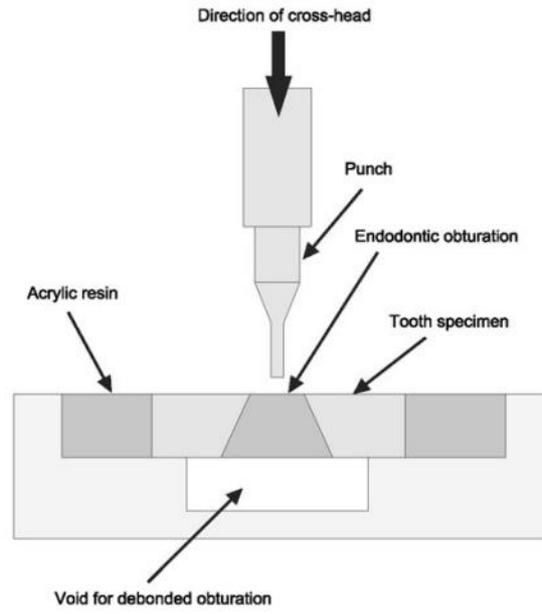


Figura 1 Diseño esquemático de la Prueba de expulsión o Push out (I. S. Sonmez, 2013)

6. METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

6.1 Tipo de estudio

Este estudio será de tipo experimental in vitro, comparativo y descriptivo. Es in vitro ya que se realizará en piezas dentales extraídas que posteriormente serán expuestas a diferentes procesos simulando condiciones clínicas. Es descriptivo porque se describirá paso a paso las técnicas de instrumentación y obturación. Y comparativo por que se compararán tres tipos de cementos diferentes.

6.2 Población y muestra

6.2.1 Población

La población se constituirá de premolares inferiores donados por profesionales odontólogos de diferentes consultorios odontológicos privados.

6.2.2 Muestra

Considerando los criterios de inclusión y exclusión, la muestra se constituirá de 30 premolares inferiores unirradiculares, los que serán posteriormente divididos en tres grupos experimentales de estudio de acuerdo con el tipo de cemento aplicado para la obturación. Grupo 1: Bio C Sealer, Grupo 2: MTA Fillapex y Grupo 3: AH Plus.

6.2.2.1 Criterios de inclusión

- Premolares mandibulares inferiores
- Unirradiculares
- Un solo conducto radicular
- Ápices maduros cerrados
- Conductos permeables, amplios y redondeados

6.2.2.2 Criterios de exclusión

- Premolares maxilares superiores
- Multirradiculares

- Raíces muy curvas
- Raíces con reabsorciones internas o externas
- Ápices abiertos inmaduros
- Conductos radiculares curvos, muy estrechos o calcificados

6.3 Grupos de estudio

Los grupos experimentales del estudio se dividieron de acuerdo con los diferentes tipos de cemento a usar con gutapercha como material central y con técnica de obturación de condensación vertical.

- **Grupo 1:** técnica de condensación vertical +Bio C Sealer
- **Grupo 2:** técnica de condensación vertical + MTA Fillapex
- **Grupo 3:** técnica de condensación vertical + AH Plus (grupo control)

6.4 Materiales

- Premolares inferiores donados
- Explorador DG 16
- Limas manuales tipo K #10
- Limas manuales tipo K #15
- Limas rotatorias Wave One Gold 25/.07
- Limas rotatorias Wave One Gold 35/.06
- Motor endodóntico X Smart Plus (Dentsply Maillefer)
- Hipoclorito de sodio 5,25%
- Suero fisiológico
- EDTA 17% (Eufar)
- Puntas de irrigación de endodoncia con salida lateral
- Jeringas
- Disco de diamante.

- Micromotor
- Regla milimétrica
- Conos de papel
- Conos de gutta-percha Wave One Gold medium
- Cemento Bio C Sealer
- Cemento AH Plus
- Cemento MTA Fillapex
- Sistema de obturación B&L (alfa y beta)
- Cámara fotográfica
- Máquina de corte de precisión
- Disco 0,3mm
- Godiva
- Máquina de ensayo universal
- Émbolo de acero de 0.8mm
- Émbolo de acero de 0.7mm
- Émbolo de acero de 0.5mm
- Émbolo de acero de 0.3mm
- Calibrador
- Computadora
- Guantes
- Mascarillas
- Mandiles estériles de trabajo
- Marcador

6.5 Procedimiento o Metodología

La muestra obtenida fue de 30 dientes premolares humanos mandibulares extraídos por indicación ortodóntica y recolectados por donación en el área de cirugía de centros odontológicos privados en la ciudad de Guayaquil-Ecuador; seleccionados para el presente estudio según los criterios de inclusión y exclusión



Figura 2 Muestra de los grupos de estudio

- *Criterios de inclusión:* premolares unirradiculares, sin caries ni destrucción coronaria, de un solo conducto, de ápices maduros, con conductos permeables y sin curvaturas o curvas muy leves.
- *Criterios de exclusión:* premolares con curvaturas moderadas o severas, cariados o con destrucción coronal, de ápices inmaduros, multirradiculares, con reabsorciones internas o externas, con conductos calcificados.

Se hicieron radiografías periapicales para confirmar los criterios de inclusión y descartar los que no lo cumplieran.

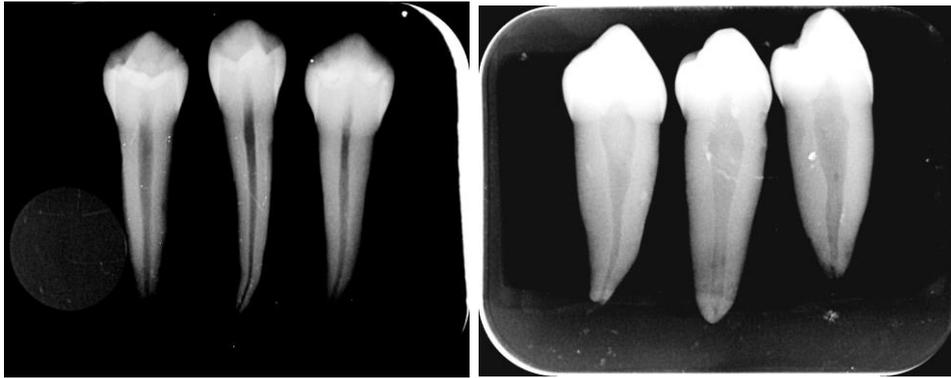


Figura 3 Radiografías periapicales

Los dientes recolectados se lavaron con agua limpia y cepillo retirando cualquier resto de tejido periodontal de las superficies de cada muestra, para luego colocar un número del 1 al 30 con marcador sobre su superficie y poder identificar a cada espécimen, posteriormente se almacenaron en suero fisiológico a 4°C hasta el momento de su uso experimental. (M. Ungor, 2006) (Danielle Stiegemeier, 2010)

Con el objetivo de estandarizar las muestras, se seccionaron las coronas dentales a nivel de la unión amelocementaria con discos de diamante y micromotor de baja velocidad, para lograr una longitud radicular de 16mm, medidos desde el ápice de cada una de las piezas.



Figura 4 Seccionamiento de la corona de la muestra



Figura 5 Muestra decoronada

A través de la cara transversal cervical cortada se identificaron las entradas de los conductos radiculares con explorador de endodoncia DG16 y se determinó la longitud de trabajo (LT) introduciendo una lima K #10 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza) en los conductos radiculares hasta que fue visualizada la punta de la lima saliendo del foramen apical tomando esa medida como tentativa, y a la cual, se le restó 1mm para obtener la longitud de trabajo definitiva. (Danielle Stiegemeier, 2010) (Emre Nagas, 2012)



Figura 6 Toma de Longitud de trabajo (LT)

Establecida la LT se procedió con la instrumentación e irrigación de los conductos radiculares; primero se preparó con técnica manual con limas tipo K #15 y #20 y se irrigó con hipoclorito de sodio al 5,25% entre cada lima, midiendo la aguja endodóntica a menos 3

milímetros de la LT para introducirla en el conducto con movimiento de bombeo depositando el irrigante simulando a la irrigación clínica con paciente.



Figura 7 Irrigación con Hipoclorito de Sodio al 5,25%

Posteriormente se procedió con la instrumentación mecanizada con sistema reciprocante Wave One Gold con limas Primary (25/.07) y Medium (35/.06) preparando los canales hasta LT intercalando entre cada lima con irrigación de hipoclorito de sodio al 5,25%. Como protocolo de irrigación se aplicó como enjuague solución salina estéril al 0,9%, un lavado final de EDTA al 17% dejándolo actuar por 1 minuto, luego otro enjuague con suero fisiológico y finalmente una irrigación con hipoclorito de sodio; puesto que no se deben mezclar estas sustancias. Posteriormente se secaron los conductos con puntas de papel absorbente estériles, propias del mismo sistema mecanizado tamaño Medium utilizada como lima de preparación final para proceder con la obturación de los canales. (Seyda Ersahan, 2010) (Ismail Ozkocak, 2015) (Emre Nagas, 2012)

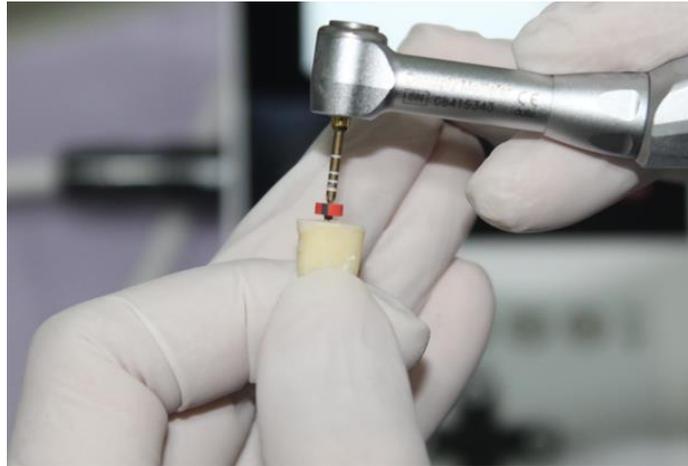


Figura 8 Instrumentación de las muestras con sistema rotatorio

La muestra se dividió en 3 grupos de 10 dientes cada uno, para ejecutar en cada uno, la técnica de obturación vertical usando conos de gutapercha del mismo sistema Wave One Gold tamaño Medium junto con los diferentes tipos de cementos selladores aplicados de acuerdo con el grupo de estudio al que correspondan, de la siguiente manera:

- Grupo 1: Obturados con técnica vertical con gutapercha y cemento Bio-C Sealer
- Grupo 2: Obturados con técnica vertical con gutapercha y cemento MTA Fillapex
- Grupo 3: Obturados con técnica vertical con gutapercha y cemento AH Plus



Figura 9 Cemento endodóntico Bio C Sealer



Figura 10 Cemento endodóntico MTA Fillapex



Figura 11 Cemento endodóntico AH Plus

El cemento sellador fue llevado a los conductos por medio del cono principal, el cual fue cubierto por cemento en 8mm de su longitud. La técnica de obturación vertical aplicada en todos los grupos se hizo con sistema de obturación endodóntica B&L alfa y beta, en donde el aditamento alfa es un transportador de calor con puntas de diferentes tamaños para seleccionar de acuerdo al caso, en la presente investigación toda la muestra fue obturada con la punta #5506 para el corte del cono de gutapercha central menos 4mm de la longitud de trabajo; y el aditamento beta tipo pistola permite el relleno del interior conducto con gutapercha termoplastificada, usando en la presente investigación la punta eyectora #23, siguiendo las

instrucciones del fabricante. Luego todas las muestras fueron selladas por fuera a nivel cervical y apical con esmalte transparente para evitar riesgo de futuras filtraciones.



Figura 12 Compactación después del corte del cono principal



Figura 13 Sistema B&L para el relleno vertical

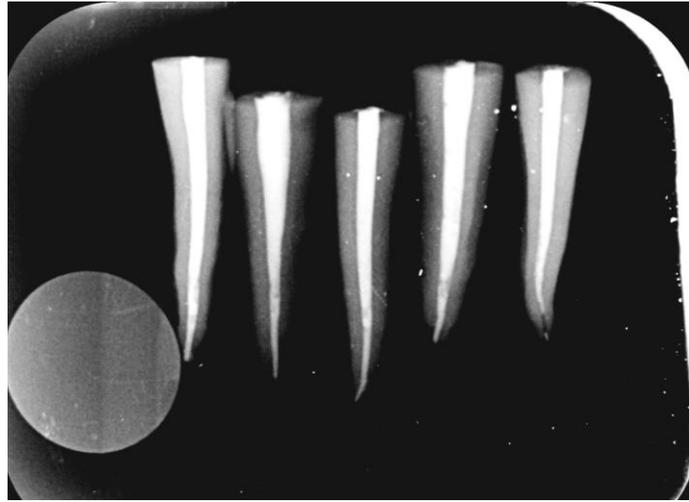


Figura 14 Radiografía periapical de conductos obturados

Con el objetivo de simular las condiciones de boca, la muestra se colocó por 7 días dentro de tubos de ensayo con suero fisiológico a 37°C y 100% de humedad en una incubadora facilitada por el laboratorio de odontología de la Universidad San Francisco de Quito, dejando en este tiempo fraguar el cemento completamente como lo haría in vivo. (Eloisa Assmann, 2012)



Figura 15 Incubadora con temperatura adecuada para las muestras



Figura 16 Tubos de ensayo con muestra dentro de la incubadora

Las muestras se retiraron de los tubos de ensayo, se secaron en papel absorbente y fueron llevadas a la máquina de corte de precisión *Buehler*, facilitada por el laboratorio de odontología de la Universidad San Francisco de Quito, con el fin de obtener cortes en sentido transversal con espesores de 0,9mm-1,3mm. Para lograr cortes de tamaños tan pequeños y precisos, las raíces se deben cubrir con cera base de godiva que le da estabilidad a la estructura y poder someterla a 5 cortes o rebanadas de cada raíz. La máquina de corte de precisión dispone de un disco de diamante de 0,3mm y trabaja a una velocidad de 300 rpm. (Eloisa Assmann, 2012) (M. Ungor, 2006)



Figura 17 Muestra en base de godiva y acrílico



Figura 18 Máquina de corte de precisión con medida y velocidad del corte

Para proceder con los cortes se ubicó en la plataforma de la maquina a cada raíz señalando su cara cervical con un punto hecho con un marcador permanente antes de realizar cada corte. De acuerdo con la longitud de la raíz de 16mm se descartó el primer milímetro cervical por ser el más expuesto a manipulación del operador, quedando 15mm de raíz para ser seccionada en 5 rebanadas de entre 0,9 y 1,3mm de grosor. Los cortes transversales realizados en cada espécimen de cada grupo de análisis se almacenaron en placas de laboratorio de 96 pozos debidamente rotuladas por el orden de corte secuencial realizado desde cervical hacia apical. (Eloisa Assmann, 2012) (M. Ungor, 2006)

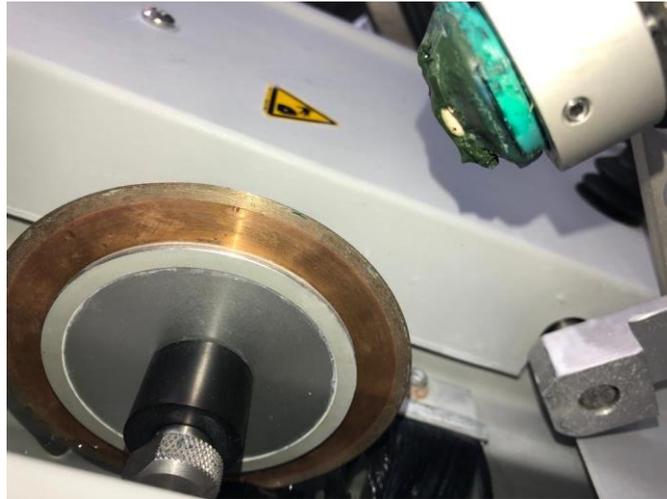


Figura 19 Máquina de corte de precisión con muestra



Figura 20 Muestras por grupo en placas de 96 pozos

Cada segmento de corte transversal fue medido en espesor o ancho con un calibrador de discos a razón que cada fragmento tuviera un grosor que oscile entre 0,9-1,3mm; estos datos o medidas fueron registradas en programa computarizado Excel ya que son requeridas para aplicar posteriormente la prueba Push out.



Figura 21 Calibración de discos

También fue necesaria la medición del diámetro de los conductos radiculares. Para obtener estos datos se tomaron fotos claras de cada disco transversal con una regla milimétrica junto a cada fragmento, tanto del lado cervical como del lado apical, con el fin de llevar estas imágenes al programa computarizado IMAGEJ, el cual transforma los pixeles que detecta en la foto en mediciones numéricas cuantitativas, en este caso, en milímetros los diámetros de los conductos obturados del lado cervical y apical. Los datos recolectados de cada disco fueron registrados ordenadamente en el programa Excel.

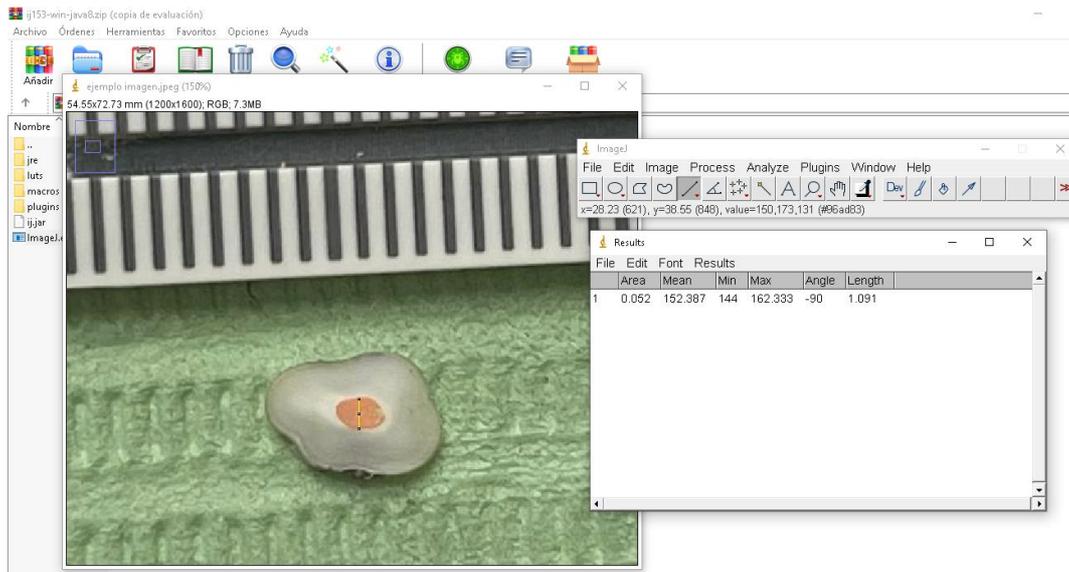


Figura 22 Medición de área de las muestras en software ImageJ

Luego se realizó la prueba *Push out* o *Prueba de expulsión*, usando la máquina de ensayos universal facilitada por el mismo laboratorio odontológico, la cual es una estructura metálica armada con cilindros tipo émbolos de acero inoxidable, que aplican una fuerza mecánica o carga de compresión medible en Newtons sobre una estructura de análisis para determinar cuanta presión cuantificable se requiere para separar dos cuerpos adheridos denominándose *Prueba de expulsión*.



Figura 23 Base de la máquina de ensayos universal



Figura 24 Émbolos de diferentes diámetros

En la presente investigación, la prueba *Push out* consiste en aplicar una fuerza de presión sobre el material obturador, transmitida por un émbolo de acero inoxidable adecuado, hasta que se separe la gutapercha de las paredes dentinales, para determinar la fuerza de adhesión. Para lo cual se colocan los discos experimentales con su cara o lado cervical que es el de mayor tamaño sobre la base de la máquina de ensayos universal que presenta un orificio central para permitir la salida del material obturador, una vez que el émbolo aplicó una carga o fuerza expulsiva medible en Newtons en el material obturador, a una velocidad constante de 0,5 mm por minuto, de tal manera que evite aplicar fuerza tensional en la dentina circundante. Por ello, para cada disco se seleccionó un émbolo específico de acuerdo con su diámetro ya que debe ser equivalente al diámetro del conducto obturado medido anteriormente, pues el émbolo debe aplicar la carga de compresión solo sobre el material de obturación y no en la dentina circundante para no fracturarla.

La fuerza de compresión se aplicó en sentido apico-coronario sobre la gutapercha expuesta en la cara apical del disco para asegurar la salida del material obturador hacia el lado cervical de mayor diámetro.

La fuerza compresiva o de expulsión es la cantidad de energía requerida por el émbolo para sacar la gutapercha de las paredes dentinales, y es medible en Newtons, estos valores

registrados por cada muestra experimental se guardan en el programa Excel, donde también están los diámetros de los conductos y el grosor de cada muestra. Todos los datos se procesaron con cálculos matemáticos para obtener resultados sobre fuerza de resistencia o fuerza de adhesión de los cementos analizados.



Figura 25 Prueba de expulsión

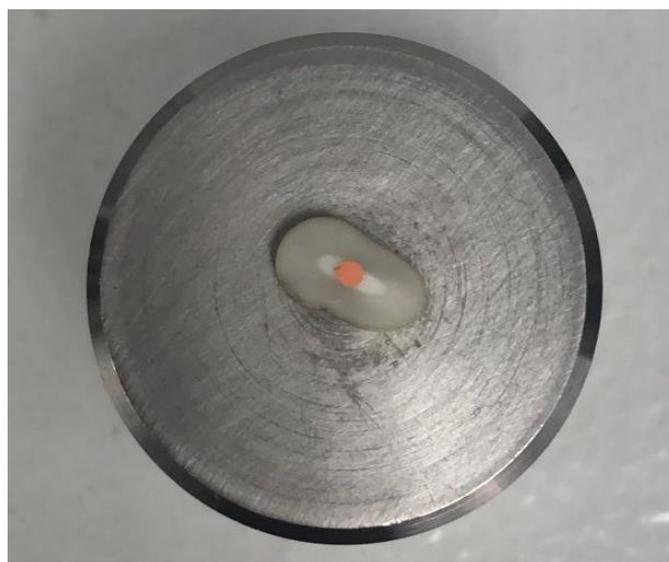


Figura 26 Muestra de disco sobre base

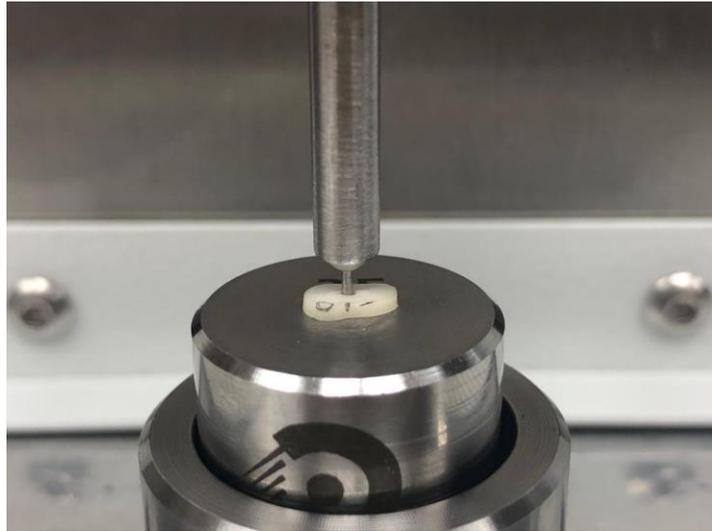


Figura 27 Prueba push out



Figura 28 Muestra de disco después de la expulsión

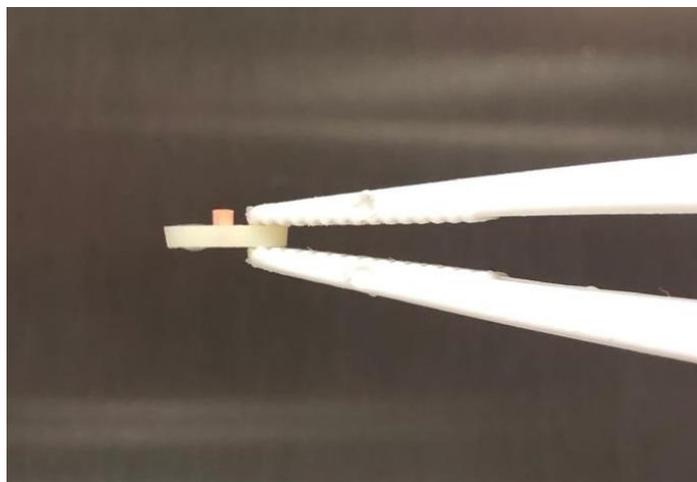
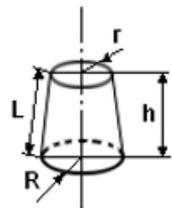


Figura 29 Disco con monobloque de cemento y gutapercha expulsada

Gracias al software computarizado de la máquina de ensayos universal se puede calcular la *Resistencia* o fuerza de adhesión, en Megapascales (MPa), que presenta cada muestra de los cementos, mediante la relación que hay entre la fuerza de presión aplicada sobre un área de análisis, como se expone en la siguiente fórmula:

$$R \text{ (Resistencia en MPa)} = \frac{F \text{ (Fuerza de presión en Newtons N)}}{A \text{ (Área en metro cuadrado m}^2\text{)}}$$

Teniendo en cuenta que la F aplicada se mide en N por la máquina de ensayos a nivel del émbolo; se calculó el A sobre la cual actuó dicha fuerza. Esto se logró usando la ecuación matemática para una forma geométrica de “*cilindro truncado*” debido a que los conductos radiculares obturados y los discos de dentina no tienen definida una forma circular. La ecuación para obtener el área del material obturador de cada muestra de estudio es la siguiente:



$$S_L = \pi(R + r) \sqrt{h^2 + (R - r)^2}$$

Ecuación: Cálculo del área de cilindro truncado

SL= Área de cilindro truncado en milímetros cuadrados mm²

π pi = 3,1416

R= radio mayor en milímetros mm correspondiente a mitad del diámetro mayor en cara cervical

r = radio menor en milímetros mm correspondiente a mitad del diámetro menor en cara apical

h = altura o espesor en milímetros mm



Figura 30 Radio menor y altura en milímetros

Esta fórmula aplicada para cada espécimen se realizó con el programa computarizado Excel propia del equipo, obteniendo el área (A) del material obturado en mm². Pero estas medidas se transformaron a m², también en Excel, con el fin de llevar los valores del área (A) al cálculo matemática de la fuerza de resistencia (R) o adhesión de los cementos analizados en MPa, (R en MPa= F en N/ A en m²).

Con los resultados obtenidos de los programas computarizados también se hicieron datos promedios por diente y por cada grupo de estudio, que se sometieron a análisis estadísticos.

Tabla 1 Ingreso de datos para cálculo en Excel y promedio por raíz

Diente	Disco	h	D	d	Área	Fuerza N	MPa	Promedio MPa
1	1	1,07	0,9	0,8	2,86	15,49	5,42	6,55
	2	1,04	0,8	0,71	2,47	13,63	5,52	
	3	0,99	0,7	0,64	2,08	14,71	7,06	
	4	1,03	0,7	0,66	2,20	14,41	6,55	
	5	1,01	0,4	0,4	1,27	10,39	8,19	

7. ANÁLISIS DE DATOS

Todos los valores obtenidos en cada prueba fueron registrados de manera cuantitativa en la tabla de datos de Excel junto con los datos de altura, diámetro mayor y menor por disco de cada raíz para analizarlos y compararlos; y determinar con pruebas estadísticas, si estos resultados pueden definir si alguno de los cementos del presente estudio, tiene mayor resistencia de adhesión. El análisis estadístico fue ANOVA de una vía para comprobar las diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos, las cuales fueron establecidas en $P < 0.05$, lo que indicaría que existe diferencias entre los grupos. Posteriormente se realizó post hoc de Bonferroni para determinar las diferencias entre los cementos. Para estos análisis se utilizó el software SPSS Statistics.

7.1 Resultados

Los resultados se muestran en la tabla 2 donde se muestra la media y desviación estándar de la fuerza de adhesión de los tres grupos evaluados, donde se puede observar que la resistencia del cemento Bio C Sealer fue superior (5,30 MPa) comparado con MTA Fillapex (1,39 MPa) y AH Plus (3,40 MPa), indicando que existe diferencia significativa en la fuerza de adhesión entre los tres grupos ($P < 0.05$).

Tabla 2 Promedio de fuerza de adhesión de los grupos experimentales

GRUPOS	N	MEDIA	DESV. EST.
Grupo 1: BCS	10	5,30 ^a	1,66
Grupo 2: MTAF	10	1,39 ^b	,66
Grupo 3: AHP	10	3,40 ^c	,85
*Letras diferentes indican diferencia estadística significativa			

En el post hoc, el cual nos ayuda a identificar las medidas que difieren entre los grupos, se utilizó de Bonferroni, en donde el grupo BCS tuvo el resultado mayor al grupo MTAF donde el valor de $P=0,000$ y a su vez con AHP donde el valor también fue $P=0,003$, siendo también estadísticamente significativo ($P < 0.05$).

Tabla 3 Post Hoc Bonferroni de comparaciones múltiples

Grupo	Cemento	Diferencias medias	Desv. error	Significancia
BCS	MTAF	3,91	,511	,000
	AHP	1,89	,511	,003
MTAF	BCS	-3,91	,511	,000
	AHP	-2,01	,511	,002
AHP	BCS	-1,89	,511	,003
	MTAF	2,01	,511	,002
*Variable dependiente: MPa, valor P < 0.05				

De acuerdo con los resultados obtenidos y evaluados, se acepta la hipótesis inicial del trabajo, ya que el cemento Bio C Sealer si presentó la mayor fuerza de adhesión a las paredes de los conductos en comparación con los otros cementos, y MTA Fillapex mostró los valores más bajos de fuerza de adhesión.

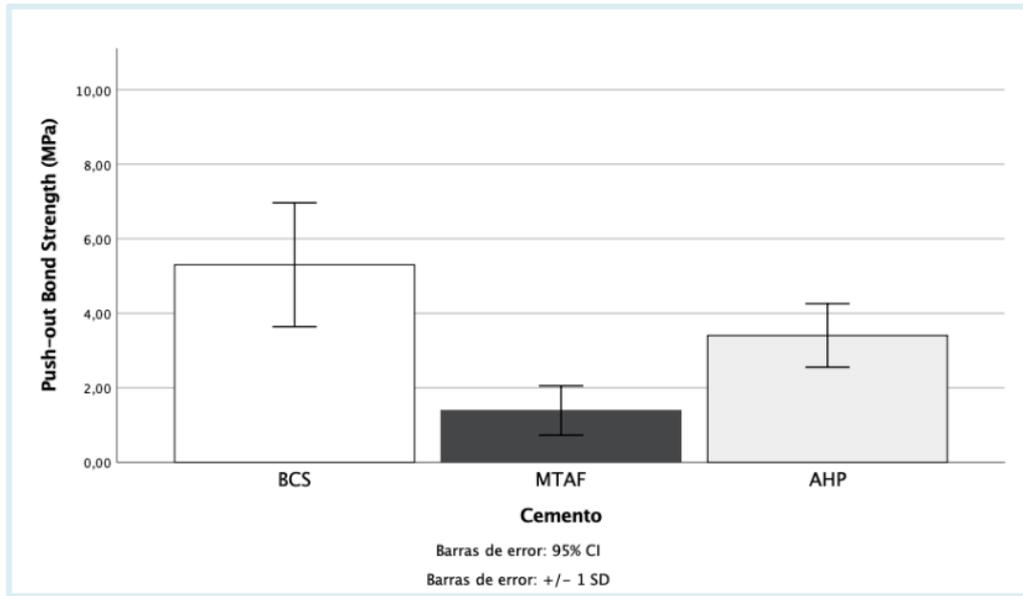


Figura 31 Cuadro estadístico que muestra diferencia significativa de fuerza de adhesión entre los grupos de estudio ($P < 0.05$)

8. DISCUSIÓN

Para alcanzar el éxito en el tratamiento de endodoncia, la obturación de los conductos radiculares debe permitir un sellado hermético entre el material obturador utilizado y las paredes dentinarias, lo que se logra al tener adaptación marginal y fuerzas de adhesión químico-mecánicas entre la gutapercha termo-plastificada, el cemento adhesivo y los túbulos dentinales. Una manera de analizar si existen brechas o espacios a nivel nanométrico entre estas estructuras, es por medio de la *Prueba de expulsión o Push out*, que se puede realizar con la *Máquina de ensayo universal* que mide la fuerza de adhesión de los cementos selladores endodónticos con la dentina. Esta prueba ha sido considerada confiable en investigaciones previas pues se han podido utilizar muestras de pequeño tamaño incluso hasta de 1mm de espesor sin presentar fracturas del tejido dentinario a pesar de aplicar fuerzas de compresión fuertes, debido a que la presión aplicada sobre la estructura de estudio se realiza con mucha precisión. (A. Jainaen, 2007)

En la actual investigación se usaron muestras de 0,9mm a 1,3mm de ancho sin presentar ninguna fractura de paredes circundantes de dentina en todos los especímenes; y en todas las pruebas Push out se expulsó el material obturador (gutapercha y cemento) sin segmentaciones indicando que la fuerza tensional aplicada fue de manera precisa en todo el diámetro del material, todo esto corrobora la confiabilidad de la metodología aplicada y de los equipos usados.

Según el investigador Tagger en su estudio publicado en el 2002 menciona que pueden existir algunas variables en la metodología que pueden limitar la eficacia de la *Prueba Push out*, como son: la manipulación dada a los tejidos dentales, la calibración del software del equipo, el programa de medición de imágenes, la técnica de irrigación, la técnica de obturación, el almacenamiento y mezcla del cemento a analizar, entre otras. (Michael Tagger, 2002) Y con el fin de no tener variables de este tipo que puedan interferir en la objetividad de los

resultados del presente estudio, se trabajó cuidadosamente manipulando las muestras del estudio bajo condiciones asépticas similares a las que se presentan en boca como la temperatura a 37° y humedad al 100 usando una incubadora con estos parámetros, además la técnica de instrumentación y obturación endodóntica fue realizada por un mismo operador y fueron seleccionadas con sustento científico previo, también los materiales, cementos y limas fueron nuevos y almacenados adecuadamente.

Con los resultados de la Prueba Push out de la actual investigación se hicieron cálculos matemáticos realizados por el software del equipo de ensayos, obteniendo los valores de la *fuerza de adhesión* de los tres cementos con diferencias significativas ($P < 0.05$), y el cemento Bio C Sealer logró una ventaja frente a los otros cementos, con un valor superior de 5,30 MPa de la fuerza adhesiva a las paredes dentinarias, seguido por AH Plus con 3,40 MPa y MTA Fillapex con los resultados más bajos de 1,39 MPa.

Dichos resultados coinciden con muchas investigaciones con metodologías similares realizadas durante varios años, en las que se investigó la capacidad de sellado de los cementos más actuales con las propiedades adhesivas mejoradas y también fue el objetivo del presente estudio analizar a los más modernos cementos que se comercializan y usan en este tiempo actual.

Por ejemplo, en un estudio realizado por Sagsen et al. en el 2011, donde se comparó por medio de pruebas Push out los cementos a base de silicato de calcio como: IRoot SP y MTA Fillapex, se demostró al igual que nuestro actual trabajo que el MTA Fillapex tiene los valores más bajos de fuerza de adhesión. (B. Sagsen, 2011)

En otro estudio de Push out con igual metodología a la presente investigación, realizado por Sonmez en el año 2012, también coinciden los resultados en los que el cemento MTA Fillapex obtiene los más bajos valores de adhesión comparándolo con el cemento AH Plus, a pesar de que es un sellador prometedor debido a que su base de MTA (mineral trióxido

agregado) puede promover la formación biológica de tejido dentario calcificado. Cabe recalcar que en ese análisis se incluyó en los grupos de estudio al MTA puro de marca ProRoot que es un cemento usado en apexificación, selle de perforaciones, obturaciones retrógradas y formación de puentes de dentina para protecciones pulpares indirectas, obteniendo excelentes beneficios; y sus valores de adhesión fueron los más altos superando al AH Plus, pero se lo consideró como un grupo testigo debido a que su aplicación en el conducto fue sin combinarlo con gutapercha como sí se lo hizo con los otros selladores. (I. S. Sonmez, 2013)

Otra investigación realizada por Stelzer et al. en el 2014 se comparó la fuerza de adhesión de dos cementos resinosos, el RealSeal SE y el AH Plus, con la *variable metodológica de Irrigación* endodóntica con diferentes soluciones como Clorhexidina, hipoclorito de sodio y EDTA. En los resultados se demostró que las sustancias irrigadoras no influyen o causan algún efecto sobre la fuerza de adhesión de los cementos. Y sus resultados revelaron que el cemento RealSeal no logró ventaja selladora significativa por sobre el cemento AH Plus cuando se combina con los agentes de riego activos como NaOCl, EDTA O CHX. (Reimund Stelzer, 2014) Hechos que hicieron seleccionar una sola técnica de irrigación endodóntica para todas las muestras de este proyecto investigativo, con irrigantes usados habitualmente en la práctica clínica como hipoclorito de sodio y EDTA, ya que su aplicación no interfiere con los resultados de la fuerza adhesiva de los cementos.

Ozkocak en el 2015 realizó una investigación con Prueba de expulsión pero más compleja por usar muchas más variables sobre los efectos en la adhesión de varios cementos como: AH Plus Jet (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany), EndoSequence BC Sealer (Brasseler, Savannah, GA) y RealSeal (SybronEndo, Orange, CA) y a la vez, con diferentes tratamientos en la dentina como con agua destilada, hidróxido de calcio, hipoclorito de sodio, EDTA y aplicación de láser Er: YAG, que se dividieron en 5 subgrupos de estudio. En los resultados se demostró que el AH Plus y RealSeal obtuvieron mejores resultados en adhesión

que el biocerámico EndoSequence BC Sealer. Sin embargo, en todos los cementos se mostró mayor adhesión al haber sido preparados con quelante EDTA, y en las preparaciones con hipoclorito y láser, no hubo diferencias significativas. (Ismail Ozkocak, 2015) Lo que corrobora que es indispensable la aplicación del quelante EDTA como solución irrigadora y dejarla actuar por lo menos durante 1 minuto, para retirar el barrido dentinario y que se abran los túbulos para que fluya el cemento en su interior y potencializar la adhesión en la obturación, hecho que no se dejó de lado en el protocolo de irrigación del presente estudio.

Es importante tener en cuenta que con el desarrollo de cementos adhesivos deben combinarse su aplicación con *técnicas de obturación* actuales, como las de condensación vertical de cono único o la de onda continua de gutapercha termoplastificada. Y en la investigación realizada en 2015 por DeLong et al. se evaluó la fuerza de adhesión con pruebas de expulsión de los cementos MTA Plus Sealer (Avalon Biomed Inc., Bradenton, FL) y EndoSequence BC Sealer (BC; Brasseler USA, Savannah, GA) y AH Plus como grupo control; pero aplicándolos con 2 diferentes técnicas de obturación, dividiendo la muestra en subgrupos obturados por onda continua y otros subgrupos con cono único, a excepción del grupo control AH Plus que solo se obturó con onda continua. Las conclusiones fueron que los selladores biocerámicos mostraron fuerzas de adhesión favorables cuando se usaron con técnica de cono único, mientras que la técnica de onda continua disminuyó la fuerza de unión de estos selladores. Por lo tanto, se recomendó que los biocerámicos deben sellarse con técnica termoplástica, aunque las diferencias no fueron significativas. (Christopher DeLong, 2015) En la investigación realizada por nosotros se usó una misma técnica de condensación vertical para todas las muestras, con sistema de obturación B&L que combina una compactación apical vertical del cono de gutapercha con gutapercha termo-plastificada por onda continua en tercios medio y cervical. No fue objetivo de este trabajo usar como variable las diferentes técnicas de obturación, pero se podría aplicar en futuros trabajos esta idea.

Sin embargo, esto difiere totalmente con los resultados de otro trabajo realizado por Ji Wook Jeong en el 2017, que investigó la relación entre las *técnicas de obturación* con la profundidad de penetración del cemento sellador en túbulos dentinarios, en la cual no se encontró influencia.

Usó cementos a base de silicato de calcio bajo 3 técnicas de obturación: de cono único CPoint, cono único de gutapercha y condensación vertical; pero no hubo diferencias estadísticamente significativas entre las profundidades de penetración de los cementos en todos los grupos, lo que significa que la técnica de obturación utilizada con cementos biocerámicos no necesariamente influye en la penetración del sellador en los túbulos dentinarios. (Ji Wook Jeong, 2017) Razón por la que en la presente investigación se usó una sola técnica de obturación para todos los grupos de estudio.

Debido a que sí se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los cementos del presente estudio se puede atribuir a que las *características en composición química y comportamientos físico* de los selladores puede ser un factor determinante para que obtengan mejores resultados de adhesión.

Referente a esto, Silva et al en el 2017 comparó las propiedades fisicoquímicas y biológicas de cementos selladores biocerámicos y de otros cementos, por medio de una revisión en literatura de publicaciones en Medline, PubMed, Scopus y Web of Science desde el 2009 hasta el 2016, basadas en 27 ensayos in vitro y en vivo en animales, que exponían propiedades de los cementos como: la fuerza de adhesión a la dentina, radiopacidad, pH, solubilidad, fraguado, tiempo de trabajo, actividad microbiana, y citotoxicidad. Los resultados revelaron que, de 9 estudios de resistencia adhesiva con prueba de expulsión, en 2 los selladores biocerámicos (iRoot SP, EndoSequence BC) mostraron valores más altos que los del cemento AH Plus conocido por excelentes propiedades de unión; en 6 estudios los valores fueron similares entre los cementos y en 1 solo estudio los valores de los biocerámicos fueron más

bajos. Además, se evidenció buen rendimiento de los selladores biocerámicos independientemente de la condición de humedad o la presencia de capa de debris, muy posiblemente a su naturaleza autoadhesiva que forma un enlace químico con la dentina por producción de hidroxiapatita durante el fraguado. (Luiza Helena Silva Almeida, 2017)

En otro estudio que compara las propiedades fisicoquímicas de biocerámicos realizado por Lopes et al 2019, el cemento Bio C Sealer demostró que tiene alta fluidez, pero también tiene solubilidad, lo que se puede considerar una desventaja, pero su potencial bioactivo es una consecuencia de esta solubilidad, incluso después de fraguado. Claro que es importante tomar en cuenta que la solubilidad de los materiales no representa ausencia de la estabilidad volumétrica, en donde Bio C Sealer solo tuvo un cambio volumétrico inferior al 2%. (Cristiane Lopes Zordan-Bronzel, 2019)

Como conclusión se podría decir que a pesar de que la solubilidad es superior al 10% su cambio en volumen es inferior a otros cementos, por lo que también se puede considerar una razón para los resultados de este estudio.

En cuanto a la *humedad* Nagas et al en el 2012 demostró en los resultados de su estudio que un biocerámico tiene mayor fuerza de unión a la dentina que otros selladores, en condiciones de humedad, lo que sugiere que puede ser ventajoso dejar los conductos ligeramente húmedos antes de rellenar. (Emre Nagas, 2012)

También en otro estudio realizado en el año 2012 por Eloisa Assmann y colaboradores, con una metodología muy similar para prueba de Push out que la hecha en la presente investigación de autoría propia; se compararon las propiedades de fuerza de adhesión y su relación con la composición química de 2 cementos a base de MTA mineral trióxido agregado (Endo-CPM y MTA Fillapex) y de 1 cemento a base de resina epóxica el AH Plus. Encontrando que el cemento Endo-CPM tuvo los mejores valores en fuerza de adhesión con

8.265 MPa y no hubo diferencias estadísticamente notables entre los otros cementos, pero AH Plus mostró mejores resultados con 3.034 MPa y MTA Fillapex con 2.041 MPa. Lo que coincide con los resultados de nuestra investigación en la que el cemento AH Plus fue más adherente que el MTA Fillapex. Al analizar la relación que puede haber entre la capacidad adherente y la composición química, se destaca que, los 2 cementos a base de MTA son muy similares, pero tienen ciertos elementos diferentes, como: el Endo-CPM tiene sulfato de bario y cloruro de calcio, en cambio el MTA Fillapex tiene resina, óxido de bismuto, nanopartículas de sílice y pigmentos. Lo que lleva a pensar que el cloruro de calcio (CaCl_2) del Endo-CPM, el cual es un acelerador de fraguado, le proporciona al cemento mayor resistencia a la presión hidrostática y anula la lixiviación o extracción del agua, relacionándose con una mejor capacidad de sellado y mayor resistencia adhesiva en comparación con el MTA Fillapex no acelerado. (Eloisa Assmann, 2012)

9. CONCLUSIONES

- La fuerza de adhesión de los cementos endodónticos Bio C Sealer, MTA Fillapex y AH Plus fue de 5,30 MPa; 1,39 MPa y 3,40 MPa respectivamente.
- La diferencia estadística fue significativa al comparar los tres cementos. Lo que nos permite establecer que Bio C Sealer obtuvo la mayor fuerza de adhesión a la dentina en comparación a los otros cementos probados en el presente estudio.
- Las investigaciones antes realizadas han determinado la baja fuerza de adhesión del cemento MTA Fillapex. Lo que hace que este trabajo concuerde con los estudios previos en cuanto a este cemento.
- Ya se ha destacado anteriormente los beneficios de los cementos biocerámicos, por lo que se puede indicar que el Bio C Sealer puede ser usado en las terapias endodónticas ya que sus propiedades auguran mejorías en los tratamientos.

REFERENCIAS

- A. Jainan, J. P. (2007). Push-out bond strengths of the dentine-sealer interface with and without a main cone. *International Endodontic Journal*(40), 882-90.
- Afaf AL-Haddad, a. Z. (2016). Bioceramic-Based root canal sealers: A review. *International Journal of Biomaterials*, 1-11.
- Angelus. (s.f.). Obtenido de <http://www.angelusdental.com/products/details/id/2>
- Angelus. (2019). *Angelus*. Obtenido de <http://www.angelusdental.com/products/details/id/213>
- B. Sagsen, Y. U. (2011). Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine. *International Endodontic Journal* , 1088-1091.
- Christopher DeLong, D. J. (2015). The effect of obturation technique on the push out bond strength of calcium silicate sealers. *Journal of Endodontics*, 1-4.
- Cristiane Lopes Zordan-Bronzel, D. M.-F. (2019). Evaluation of physicochemical properties of a new calcium silicate bases sealer Bio-C Sealer. *Journal of Endodontics*, 1-5.
- Danielle Stiegemeier, D. J. (2010). Comparison of push out bond strengths of resilon with three different sealers. *Journal of Endodontics*, 1-4.
- Dentsply. (s.f.). *Dentsply Sirona*. Obtenido de https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Endodontics/Obturation_Materials_and_Instruments/Sealers/AH_Plus___AH_Plus_Jet/AHPlusJet_IFU.pdf
- Didier Dietschi, S. B. (2016). Restoration of the Endodontically Treated Tooth. En S. C. Kenneth M. Hargreaves, *Pathways of the Pulp* (págs. 818-848). ELSEVIER.
- Ebrahim Patel, P. P. (2019). Oroactive dental biomaterials and their use in endodontic therapy. *Journal of Biomedical Materials Research*, 201-212. doi:10.1002/jbm.b.34379
- Eloisa Assmann, D. R. (2012). Dentin bond strength of two mineral trioxide aggregate-based and one epoxy. *Journal of Endodontics*, 1-3.

- Emre Nagas, D. P. (2012). Dentin moisture conditions affect the adhesion of root canal sealers. *Journal of Endodontics*, 1-5.
- Felipe de Souza Matos, D. M. (2021). Influence of chelating solutions on tubular dentin sealer penetration: A systematic review with network meta-analysis. *Australian Endodontic Journal*, 1-16. doi:10.1111/aej.12525
- Fernanda Miori Pascon, K. R.-d.-S.-R. (2009). Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. *ELSEVIER*, 1-6.
- Fraunhofer, J. A. (2012). Adhesion and Cohesion. *International Journal of Dentistry*, 1-9. doi:10.1155/2012/951324
- Gisele Aihara Haragushiku, D. M.-N.-S. (2010). Adhesion of Endodontic Sealers to Human Root Dentine Submitted to Different Surface Treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28(3), 405-410. doi: 10.1089=pho.2008.2474
- Goldberg, F. (1982). *Materiales y técnicas de obturación endodóntica*. Buenos Aires: Mundi.
- Grossman, L. (1982). *Obturation of root canal* (10 ed.). Philadelphia: Lea and Febiger.
- Henestroza, G. (2010). *Adhesión en Odontología Restauradora* (1 ed.). Curitiba: Maio.
- I. S. Sonmez, D. S. (2013). Evaluation of push-out bond strength of a new MTA-based sealer. *PubMed*, 14, 161-166.
- Ismail Ozkocak, D. P. (2015). Evaluation of effects on the adhesion of various root canal sealers after Er:YAG Laser and irrigants are used on the dentin surface. *Journal of Endodontics*, 1-6.
- James Brichko, B. D. (2018). Design Variability of the Push-out bond test in endodontic research: a systematic review. *Journal of Endodontics*, 1-9.
- Ji Wook Jeong, D. A.-J. (2017). Dentinal Tubule Penetration of a Calcium Silicate-based Root Canal Sealer with Different Obturation Methods. *Journal of Endodontics*, 1-5.

- John Z. Reynolds, D., & Robert A. Augsburger, D. M. (2020). Comparing dentinal tubule penetration of conventional and 'HiFlow' bioceramic sealers with resin-based sealer: An in vitro study. *Australian Endodontic Journal*, 1-7. doi:10.1111/aej.12425
- Jorge Perdigao, D. M. (2001). Effect of calcium removal on dentin bond strengths . *Quintessence International*, 1-6.
- Joubert, R. (2010). Adhesión. En R. J. Hued, *Odontología Adhesiva y Estética* (págs. 11-19). Madrid, España: Ripano.
- Luiza Helena Silva Almeida, M. D. (2017). Are premixed calcium silicate-based endodontic sealers comparable to conventional materials? a systematic review of in vitro studies. *Journal of Endodontics*, 1-9.
- M. C. Friedman, J. L. (1975). Composition and mechanical properties of gutta-percha. *Journal of Dental Research*, 54, 921-25.
- M. Marending, H. U. (2007). Effect of sodium hypochlorite on human root dentine – mechanical, chemical and structural evaluation. *International Endodontic Journal*, 1-8.
- M. Ungor, E. O. (2006). Push out bond strengths: the epiphany-resilon endodontic obturation system compared with different pairings of epiphany, resilon, ah plus and guttapercha. *International Endodontic Journal*, 1-5.
- Michael Tagger, D. M. (May de 2002). Measurement of Adhesion of Endodontic Sealers to Dentin. *Journal of Endodontics*, 28, 351-354.
- Mjör, I. A. (2002). Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 6: Reactions to restorative materials, tooth-restoration interfaces, and adhesive techniques. *Quintessence International*, 33(1), 35-63. doi:http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11887534
- Pashley, D. H.-M. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 1-16. doi:https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.016

- Pravin R. Lokhande, D. R. (2019). A Review of Contemporary Research on Root Canal Obturation and Related Quality Assessment Techniques. *ResearchGate*, 511-525.
- Prosthodontics, T. A. (May de 2017). The Glossary of Prosthodontic Terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117, e1-e105.
- R. Caicedo, D. O. (November de 1988). The Properties of Endodontic Sealer Cements. *Journal of Endodontics*, 14(11), 527-534.
- Reimund Stelzer, D. m.-G. (2014). Push-out bond strength of RealSeal SE and AH Plus after using different irrigation solutions. *Journal of Endodontics*, 1-4.
- Roberto R. Braga, J. B. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of macro test methods. *Dental Materials*, 1-12.
- Rosales-Leal, J. I.-M. (2007). Effect of pulp pressure on the micropermeability and sealing ability of etch & rinse and self-etching adhesives. *Operative Dentistry*, 32(3), 242-250. doi:<https://doi.org/10.2341/06-69>
- Ruddle, C. J. (1992). Three-dimensional obturation of the root canal system. *Dentistry Today*, 11(28), 30-39.
- Sergio López-García, A. L.-B.-G. (2019). Biological Effects of new Hydraulic Materials on human periodontal ligament stem cells. *PubMed*, 1-13. doi:<https://doi.org/10.3390/jcm8081216>
- Seyda Ersahan, D. P. (December de 2010). Dislocation Resistance of iRoot SP, a calcium Silicate-based sealer, from radicular dentine. *Journal of Endodontics*, 36(12), 1-3.
- Shalin Desai, B. a. (April de 2009). Calcium Hydroxide–Based Root Canal Sealers: A Review. *Journal of Endodontics*, 35(4), 475-480. doi:10.1016/j.joen.2008.11.026
- Sofan, E. S. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali Di Stomatologia*, 8(1), 1-17.

Wang, Z. (2015). Bioceramic materials in endodontics. *Endodontic Topics*, 3-30. Obtenido de <https://doi.org/10.1111/etp.12075>

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: APROBACIÓN DEL COMITÉ DE BIOÉTICA USFQ.....	81
ANEXO B: TABLAS DE DATOS DE EXCEL GRUPO 1: BCS	86
ANEXO C: FOTOS DE PRUEBA PUSH OUT EN MUESTRA GRUPO 1: BCS.....	88
ANEXO D: TABLAS DE DATOS DE EXCEL GRUPO 2: MTAF.....	89
ANEXO E: FOTOS DE PRUEBA PUSH OUT EN MUESTRA GRUPO 2: MTAF.....	91
ANEXO F: TABLAS DE DATOS DE EXCEL GRUPO 3: AHP.....	92
ANEXO G: FOTOS DE PRUEBA PUSH OUT EN MUESTRA GRUPO 3: AHP.....	95

ANEXO A: APROBACIÓN DEL COMITÉ DE BIOÉTICA USFQ



UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ



Revisión Exenta de protocolos de investigación

A. DATOS DE LA INVESTIGACIÓN				
Códigos USFQ	CEISH: 2021-065TPG			
No. informe de evaluación	IE01-ED90 2021-CEISH-USFQ	Fecha	20 abr 2021	
Título de la Investigación	Comparación de la fuerza de adhesión de dos cementos a base de silicato de calcio. Estudio in vitro, Ecuador-2021			
Tipo de estudio	In vitro con muestras previamente recolectadas y anonimizadas.			
Investigadores + afiliación institucional	Investigador		Institución	Rol en la investigación
	1_Bernarda Andrea Sánchez Arteaga		Universidad San Francisco de Quito USFQ	Investigador principal
	2_María Daniela Mendoza Pazmiño			Directora de tesis
	3_Galo Izquierdo			Estadístico
Lugar de implementación	Zona	Provincia	Ciudad	Centro de investigación
	09	Pichincha	DMQ	Centros de enseñanza del ESL
Duración del estudio	Seis meses (junio-diciembre 2021)			
Historial de la revisión	Recepción de los del IP		VI. 20 abr 2021	
	Revisión de los CEISH		VI. 20 abr 2021	
	Envío de los al IP		ninguno	
Revisores	AMM, IS			
Breve resumen del estudio	<p>OG: Determinar in vitro la fuerza de adhesión en dentina de cementos selladores Bio-C Sealer, MTA Fillapex y AH Plus mediante pruebas push-out (B2, p2)</p> <p>Universo: premolares inferiores donados por profesionales odontólogos de diferentes consultorios odontológicos.</p> <p>Muestra: 30 premolares inferiores uniradulares</p> <p>Muestreo: no probabilístico, intencional o de conveniencia por lo cual no se requiere cálculo de muestra.</p> <p>Metodología: Las muestras serán divididas en tres grupos experimentales de estudio de acuerdo al tipo de cemento. Grupo 1: Bio C Sealer; Grupo 2: MTA Fillapex; Grupo 3: AH Plus.</p>			

Tipo de Investigación EXENTA

Investigación con recopilación y/o análisis de datos anonimizados, obtenidos de registros existentes.	<input type="checkbox"/>
Investigación in-vitro, con piezas dentarias extraídas previamente, donadas voluntariamente y anonimizadas	<input checked="" type="checkbox"/>
Investigación con recopilación y/o análisis de datos disponibles públicamente.	<input type="checkbox"/>
Investigación con recolección de datos de sujetos ADULTOS, de manera anonimizada.	<input type="checkbox"/>
Investigación que evalúe anónimamente programas públicos o prácticas educativas.	<input type="checkbox"/>
Investigación que evalúe anónimamente el sabor y/o calidad de alimentos, o estudios de aceptación del consumidor.	<input type="checkbox"/>

B. DOCUMENTOS REVISADOS		Idioma Versión	Fecha Doc	# Pgs	Evaluación
1	Solicitud de evaluación ética del protocolo	E	20 abr 2021	01	Adecuado
2	Protocolo de investigación	E01	20 abr 2021	09	Adecuado
3	Justificación de NO aplicación del formulario de consentimiento	E01	20 abr 2021	01	Adecuado
4	Instrumentos de investigación:	E1	20 abr 2021	02	Adecuado
	Matriz para recolección de datos				
5	Hoja de vida de los IP, con registro de título en la SENESCYT	E	20 abr 2021	04	Adecuado
6	Certificados en bioética de la investigación de la IP:				
	6.1. Buenas prácticas clínicas	I	Vencimiento	03	Adecuado
	6.2. Human Subject Protection		16 mar 2023		
	6.3. Responsible Conduct in Research		21 mar 2022		
6.3. Responsible Conduct in Research	26 mar 2025				
7	Carta compromiso (CC) del IP	E	20 abr 2021	02	Adecuado
8	8.1. Carta solicitando entrega de muestras anonimizadas	E	19 abr 2021	02	Adecuado
	8.2. Respuestas de Od. Natalia Sánchez Andrade aceptando entrega de muestras anonimizadas.				
Total				24	



C. ASPECTOS METODOLÓGICOS		
Criterio de evaluación	Evaluación	Observaciones
1. La solicitud incluye todos los documentos necesarios, firmas y fechas.	Adecuado	1_Carta de solicitud, protocolo y CC suscritos por IP 2_Incluye todos los documentos
2. El protocolo incluye los datos de identificación completos	Adecuado	
3. El título describe claramente el propósito del estudio, el lugar, el período de ejecución y la población.	Adecuado	
4. El período de duración del estudio está bien especificado. Para la estimación de la fecha de inicio de ejecución de la investigación se tomó en consideración los tiempos de aprobación del CEISH.	Adecuado	
5. Se justifica la relevancia científica/social de la investigación.	Adecuado	Justificación descrita en B1, pp1-2 Referencias incluidas en E, pp8-9 Las citas en texto de la justificación están en concordancia con las referencias incluidas.
6. Las metas y objetivos son claros, de acuerdo con el problema de investigación, y medibles en el tiempo que dura el estudio.	Adecuado	OG: Determinar in vitro la fuerza de adhesión en dentina de cementos selladores Bio-C Sealer, MTA Fillapex y AH Plus mediante pruebas push-out (B2, p2) OE acís, coherentes con el OG
7. El tipo de estudio corresponde a lo descrito en el diseño de la investigación.	Adecuado	Descrito en B4, p4 del protocolo: Experimental in vitro, comparativo y descriptivo
8. Describe la población objeto (universo) del estudio, y la muestra mínima que requiere el estudio.	Adecuado	Descrito en B4, p4. Universo: premolares inferiores donadas por profesionales odontólogos de diferentes consultorios odontológicos. Muestra: 30 premolares inferiores unimolares Muestreo: no probabilístico, intencional o de conveniencia por lo cual no se requiere cálculo de muestra.
9. Describe los criterios de inclusión-exclusión y los procesos de reclutamiento de los participantes	Adecuado	Descrito en B4, p4
10. Describe las variables a analizar, y el procedimiento de análisis de datos.	Adecuado	Descrito en B4, p4: Las muestras serán divididas en tres grupos experimentales de estudio de acuerdo al tipo de cemento. Grupo 1: Bio C Sealer, Grupo 2: MTA Fillapex y Grupo 3: AH Plus. Incluye análisis estadístico y cuadro de operacionalización de variables.
11. Se explica breve, pero claramente, el proceso de recolección de datos.	Adecuado	Descrito en B5, p6, actividad 1.1: Se recolectarán piezas dentarias de consultorios odontológicos de acuerdo con los criterios de inclusión y exclusión.
12. Describe todos los procedimientos que se realizarán durante la investigación.	Adecuado	Cada procedimiento está ligado a su correspondiente objetivo (B5, p6)
13. Describe los recursos humanos y materiales necesarios para alcanzar los objetivos del estudio.	Adecuado	Descritos en tabla de las pp6-7 del protocolo
14. Incluye un cronograma factible.	Adecuado	

D. ASPECTOS ÉTICOS		
Criterio de evaluación	Evaluación	Observaciones
15. Se describe cómo se han tomado en cuenta los principios bioéticos para la selección de los participantes	No aplica	Estudio in-vitro



16. Los beneficios que ofrece el estudio justifican los riesgos que pudieran presentarse, y se describe el proceso para minimizarlos.	Adecuado	No existen riesgos ni beneficios al no haber contacto con seres humanos.
17. Detalla los beneficios para la población o comunidad.	Adecuado	Los datos serán publicados por medio de la biblioteca de la USFQ, para beneficio de otros estudiantes, docentes y/o profesionales del mismo campo de estudio (B4, p5, C5, p8)
18. Explica claramente los procesos para asegurar la confidencialidad de los datos que se recolectan en cada fase de la investigación.	Adecuado	Descrito en C2, p7
19. Describe claramente el proceso para almacenar los datos en la fase postestudio, garantizando su seguridad y estipulando el tiempo que se guardará la información, lugar, custodios y qué se hará con la información al finalizar el tiempo estipulado de almacenamiento.	No adecuado	El almacenamiento de las muestras, mientras dure el estudio, está descrito en B4, p5.
20. Describe las medidas adoptadas para garantizar la autonomía y los derechos de los participantes.	No aplica	
21. Justifica de manera sustentada las razones por las que el estudio NDI requiere la aplicación de un formulario de consentimiento.	Adecuado	Estudio in-vitro, con uso de muestras anonimizadas, previamente recolectadas, para fines de análisis de productos.
22. Se evidencia la idoneidad ética del investigador principal.	Adecuado	Presenta los tres certificados básicos que solicita el CEISH-USFQ para este tipo de estudios, todos vigentes.
23. Se evidencia la experiencia técnica del investigador principal.	Adecuado	Título de III nivel de odontología, terminando posgrado de endodoncia, y con guía de tutor docente-investigador.

D. ASPECTOS JURÍDICOS

Criterio de evaluación	Evaluación	Observaciones
24. La investigación contempla y aplica la legislación y normativa nacional e internacional vigente.	Adecuado	Se solicita por escrito, la entrega anonimizada de las muestras (piezas dentales) previamente recolectadas. Al ser un estudio in-vitro, que no analizará ningún factor humano ni ADN, se lo considera de riesgo mínimo.

RESOLUCIÓN Y JUSTIFICACIÓN

Período de revisión: Desde 19 feb hasta 15 abril 2021

Revisores	Evaluación	Justificación de la resolución
IS. Revisor de metodología de la investigación	Aprobado	Se requiere respuesta o justificación a las observaciones realizadas
AMM. Revisor de aspectos éticos, bioéticos y jurídicos	Aprobado	Se requiere respuesta o justificación a las observaciones realizadas
Coordinación de Gestión		La estudiante de posgrado requiere esta aprobación de manera emergente, en vista de que debe iniciar las prácticas de laboratorio relacionadas con esta investigación, que han estado suspendidas por la pandemia. En vista de que es una estudiante que ha desarrollado su proyecto de investigación en la clase de bioética, se recomienda aprobar el estudio porque cumple con todos los estándares de calidad esperados.



UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO - USFQ



Certificado de exención

Nº. CE016.2021-P2021.065TPG

Quito, 21 de abril de 2021

Doctora
Bernarda Andrea Sánchez Arteaga
Investigadora Principal
Universidad San Francisco de Quito USFQ
Ciudad

Referencia: Protocolo 2021-065TPG
Informe de evaluación: IE01.E090.2021-CEISH-USFQ

De nuestra consideración:

El Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos de la Universidad San Francisco de Quito (CEISH-USFQ), notifica a usted que analizó la investigación que se describe a continuación:

DATOS DE LA INVESTIGACIÓN				
Códigos USFQ	CEISH: 2021-065TPG			
Título de la Investigación	Comparación de la fuerza de adhesión de dos cementos a base de silicato de calcio. Estudio in vitro, Ecuador-2021			
Tipo de estudio	In vitro con muestras previamente recolectadas y anonimizadas.			
Investigadores + afiliación institucional	Investigador		Institución	Rol en la investigación
	1_ Bernarda Andrea Sánchez Arteaga		Universidad San Francisco de Quito USFQ	Investigador principal
	2_ María Daniela Mendoza Pazmiño			Directora de tesis
	3_ Galo Izquierdo			Estadístico
Lugar de implementación	Zona	Provincia	Ciudad	Centro de investigación
	09	Pichincha	DMQ	Laboratorio de Odontología de la USFQ
Duración del estudio	Seis meses (junio a diciembre 2021)			
Breve resumen del estudio	<p>Objetivo general: Determinar in vitro la fuerza de adhesión en dentina de cementos selladores Bio-C Sealer, MTA Fillapex y AH Plus mediante pruebas push-out (B2, p2)</p> <p>Universo: premolares inferiores donados por profesionales odontólogos de diferentes consultorios odontológicos.</p> <p>Muestra: 30 premolares inferiores uniradiculares</p> <p>Muestreo: no probabilístico, intencional o de conveniencia por lo cual no se requiere cálculo de muestra.</p> <p>Metología: Las muestras serán divididas en tres grupos experimentales de estudio de acuerdo al tipo de cemento. Grupo 1: Bio C Sealer, Grupo 2: MTA Fillapex y Grupo 3: AH Plus.</p>			



Este estudio se cataloga como **"exento"**, de acuerdo con las regulaciones internacionales que rigen las investigaciones en seres humanos.

El CEISH-USFQ otorga este certificado, toda vez que la investigación cumple con uno o más criterios elegibles para una exención:

Investigación con recopilación y/o análisis de datos anonimizados, obtenidos de registros existentes.	<input type="checkbox"/>
Investigación in-vitro, con piezas dentarias extraídas previamente, donadas voluntariamente y anonimizadas	<input checked="" type="checkbox"/>
Investigación con recopilación y/o análisis de datos disponibles públicamente.	<input type="checkbox"/>
Investigación con recolección de datos de manera anonimizada.	<input type="checkbox"/>
Investigación que evalúe anónimamente programas públicos o prácticas educativas.	<input type="checkbox"/>
Investigación que evalúe anónimamente el sabor y/o calidad de alimentos, o estudios de aceptación del consumidor.	<input type="checkbox"/>

Documentos que sustentan y que se utilizarán en la investigación	Versión	Fecha	# pgs
1 Protocolo de investigación	E01	20 abr 2021	09
2 Justificación de NO aplicación del formulario de consentimiento	E01	20 abr 2021	01
3 Instrumentos de investigación: Matriz para recolección de datos	E1	20 abr 2021	02

Este certificado tiene una vigencia de seis meses, **desde el 01 de junio de 2021 hasta el 31 de diciembre de 2021**, tomando en cuenta la fecha de inicio y el periodo de duración del estudio especificado en el Protocolo de investigación presentado (versión E01).

Esta certificación aplica solo para las actividades descritas en los documentos revisados según el informe de evaluación **No. IE01-E090.2021-CEISH-USFQ**. Cualquier modificación a los documentos antes aprobados debe ser notificada a este Comité, para un nuevo análisis y determinación del nivel de riesgo.

El CEISH-USFQ deslinda cualquier responsabilidad en cuanto a la veracidad de la información presentada.

Iván Sisa, MD, MPH, MS
 Presidente CEISH-USFQ
 Correo electrónico: comitebioetica@usfq.edu.ec



Ajuntar: Informe de evaluación del estudio
 cc: Archivo digital del estudio
 is/ament

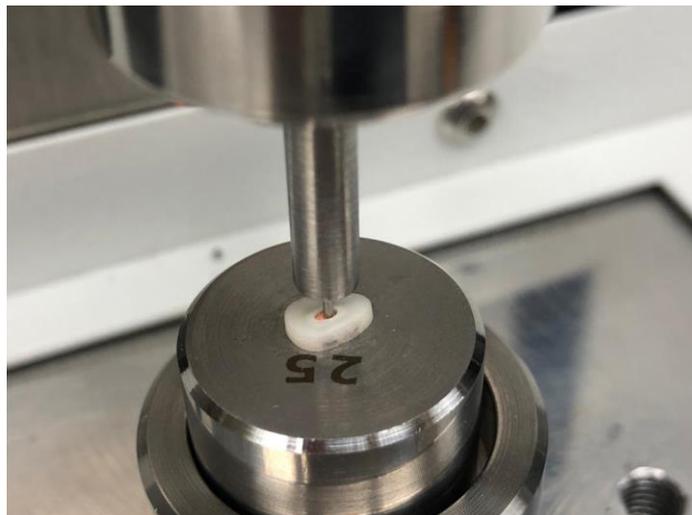
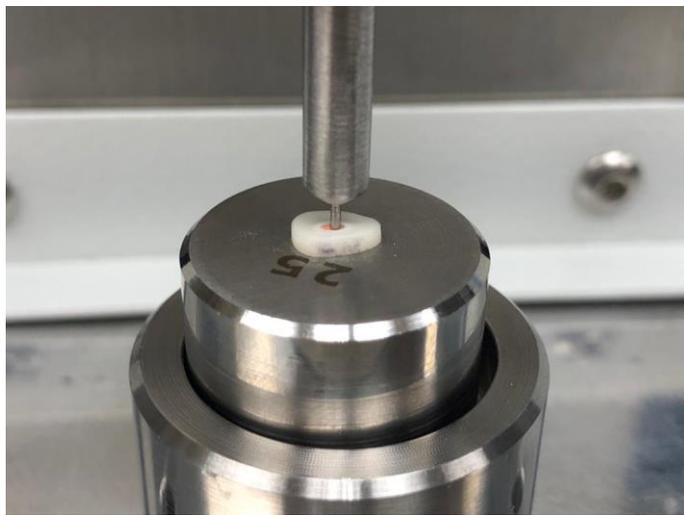
ANEXO B: TABLAS DE DATOS DE EXCEL GRUPO 1: BCS

Diente	Disco	h	D	D	Área	Fuerza (N)	MPa	Promedio MPa
1	1	1,07	0,9	0,8	2,86	15,49	5,42	6,55
	2	1,04	0,8	0,71	2,47	13,63	5,52	
	3	0,99	0,7	0,64	2,08	14,71	7,06	
	4	1,03	0,7	0,66	2,20	14,41	6,55	
	5	1,01	0,4	0,4	1,27	10,39	8,19	
2	1	1,18	0,6	0,59	2,20	9,51	4,31	7,05
	2	1,06	0,58	0,4	1,64	9,51	5,81	
	3	1,08	0,5	0,4	1,53	15,20	9,95	
	4	1,11	0,4	0,4	1,39	8,92	6,40	
	5	1,06	0,36	0,35	1,18	10,39	8,79	
3	1	1,20	0,8	0,8	3,01	13,56	4,50	8,60
	2	1,07	0,7	0,56	2,12	14,53	6,85	
	3	1,06	0,55	0,49	1,73	14,57	8,41	
	4	1,08	0,51	0,45	1,63	15,09	9,27	
	5	1,15	0,31	0,3	1,10	15,39	13,97	
4	1	1,21	0,64	0,59	2,34	8,23	3,52	3,99
	2	1,20	0,58	0,45	1,94	5,68	2,92	
	3	1,14	0,53	0,49	1,83	6,47	3,54	
	4	1,21	0,5	0,47	1,84	4,02	2,18	
	5	0,97	0,36	0,35	1,08	8,43	7,80	
5	1	1,20	1	1	3,77	16,67	4,42	4,23

	2	1,07	0,8	0,8	2,69	12,16	4,52	
	3	1,06	0,8	0,77	2,61	6,57	2,51	
	4	1,05	0,6	0,45	1,74	5,29	3,05	
	5	1,03	0,4	0,33	1,18	7,84	6,64	
6	1	1,07	0,89	0,85	2,92	14,61	5	4,75
	2	1,04	0,82	0,8	2,65	8,92	3,37	
	3	1,09	0,8	0,79	2,72	13,53	4,97	
	4	1,03	0,79	0,77	2,52	11,66	4,62	
	5	1,04	0,72	0,7	2,32	13,43	5,79	
7	1	1,30	0,94	0,9	3,76	12,87	3,43	4,86
	2	1,10	0,89	0,87	3,04	10,49	3,45	
	3	1,17	0,85	0,74	2,92	14,21	4,86	
	4	1,13	0,62	0,56	2,09	15,49	7,40	
	5	1,11	0,5	0,44	1,64	8,43	5,14	
8	1	1,13	0,7	0,7	2,48	13,13	5,29	5,20
	2	1,03	0,7	0,7	2,26	12,84	5,67	
	3	1,02	0,82	0,69	2,42	15,20	6,27	
	4	1,02	0,59	0,57	1,86	7,06	3,80	
	5	1,03	0,53	0,44	1,57	7,84	4,99	
9	1	1,10	0,79	0,72	2,61	10,19	3,91	4,89
	2	1,33	0,69	0,67	2,84	7,84	2,76	
	3	1,15	0,58	0,55	2,04	8,62	4,22	
	4	1,08	0,53	0,49	1,73	15,88	9,18	
	5	1,12	0,42	0,42	1,48	6,47	4,38	

10	1	1,36	0,94	0,83	3,78	15,69	4,15	2,89
	2	1,29	0,78	0,77	3,14	13,14	4,19	
	3	1,14	0,7	0,66	2,43	6,86	2,82	
	4	1,16	0,66	0,59	2,28	5,09	2,23	
	5	1,08	0,6	0,51	1,88	1,96	1,04	

ANEXO C: FOTOS DE PRUEBA PUSH OUT EN MUESTRA GRUPO 1: BCS





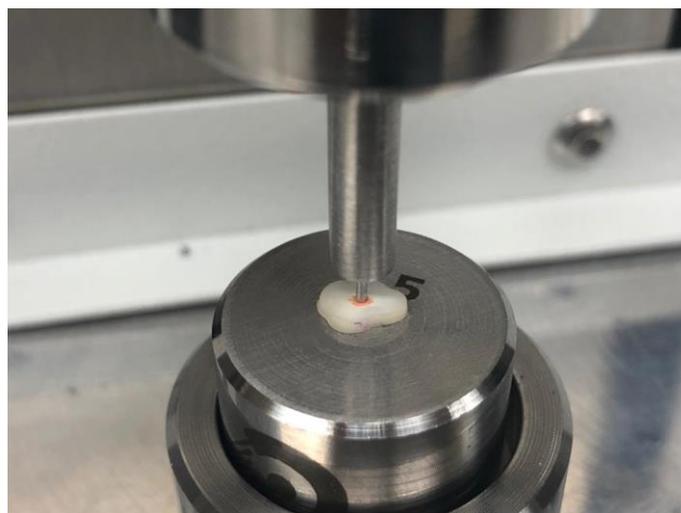
ANEXO D: TABLAS DE DATOS DE EXCEL GRUPO 2: MTAF

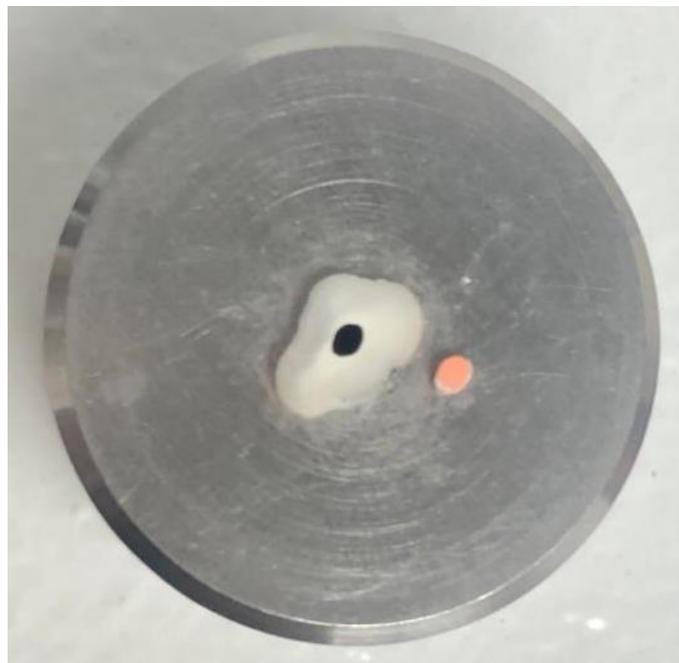
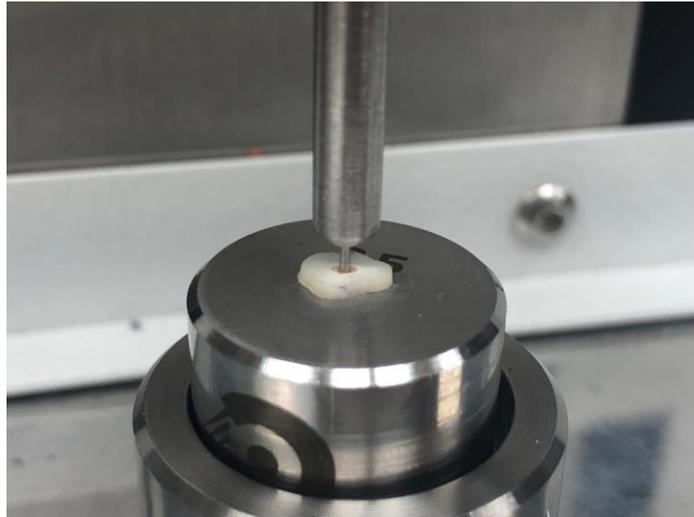
Diente	Disco	h	D	D	Área	Fuerza (N)	MPa	Promedio MPa
1	1	1,07	0,85	0,77	2,72	7,15	2,63	3,10
	2	1,06	0,7	0,6	2,17	5,78	2,67	
	3	1,04	0,6	0,44	1,70	3,43	2,01	
	4	1,04	0,42	0,42	1,37	5,19	3,78	
	5	1,02	0,35	0,33	1,09	4,80	4,41	
2	1	1,20	0,95	0,94	3,56	10,59	2,97	1,76
	2	1,11	0,85	0,83	2,93	4,02	1,37	
	3	1,09	0,8	0,7	2,57	4,07	1,58	
	4	1,07	0,7	0,67	2,30	1,86	0,81	
	5	1,05	0,65	0,5	1,90	3,92	2,06	
3	1	1,17	0,96	0,93	3,47	6,27	1,81	0,94
	2	1,12	0,8	0,77	2,76	1,27	0,46	

	3	1,15	0,75	0,73	2,67	1,66	0,62	
	4	1,13	0,7	0,62	2,34	2,74	1,17	
	5	1,12	0,57	0,55	1,97	1,27	0,64	
4	1	1,22	0,95	0,88	3,51	8,82	2,52	1,36
	2	1,15	0,85	0,81	3,00	7,84	2,62	
	3	1,11	0,81	0,77	2,75	1,27	0,46	
	4	1,12	0,68	0,61	2,27	1,30	0,57	
	5	1,23	0,58	0,57	2,22	1,37	0,62	
5	1	1,14	1	0,93	3,46	6,96	2,01	1,27
	2	1,25	0,9	0,87	3,47	6,76	1,95	
	3	1,06	0,82	0,64	2,44	2,35	0,96	
	4	1,12	0,6	0,52	1,97	1,17	0,59	
	5	1,03	0,49	0,45	1,52	1,27	0,84	
6	1	1,27	1	0,84	3,68	11,37	3,09	0,96
	2	1,20	0,83	0,79	3,05	1,96	0,64	
	3	1,16	0,74	0,63	2,50	0,68	0,27	
	4	1,15	0,62	0,58	2,17	0,68	0,31	
	5	1,12	0,55	0,48	1,81	0,88	0,49	
7	1	1,16	0,96	0,89	3,37	3,04	0,90	0,94
	2	1,08	0,87	0,79	2,82	3,02	1,07	
	3	1,09	0,72	0,72	2,46	2,59	1,05	
	4	1,13	0,71	0,63	2,38	2,47	1,04	
	5	1,24	0,62	0,57	2,32	1,49	0,64	
8	1	1,16	0,94	0,88	3,32	3,23	0,97	1,31

	2	1,28	0,84	0,84	3,38	6,37	1,89	
	3	1,05	0,77	0,73	2,47	4,21	1,70	
	4	1,08	0,66	0,63	2,19	1,66	0,76	
	5	1,07	0,61	0,48	1,83	2,25	1,23	
9	1	1,11	0,91	0,89	3,14	3,62	1,15	1,40
	2	1,12	0,82	0,8	2,85	3,82	1,34	
	3	1,10	0,8	0,75	2,68	5,09	1,90	
	4	1,16	0,7	0,63	2,42	2,25	0,93	
	5	1,17	0,63	0,6	2,26	3,82	1,69	
10	1	1,06	1,31	1,2	4,18	5,83	1,39	0,87
	2	1,08	1,12	1	3,60	6,08	1,69	
	3	1,06	1	1	3,33	1,17	0,35	
	4	1,03	0,93	0,86	2,90	1,27	0,44	
	5	1,08	0,79	0,68	2,50	1,17	0,47	

ANEXO E: FOTOS DE PRUEBA PUSH OUT EN MUESTRA GRUPO 2: MTAF





ANEXO F: TABLAS DE DATOS DE EXCEL GRUPO 3: AHP

Diente	Disco	h	D	D	Área	Fuerza (N)	MPa	Promedio MPa
1	1	1,27	0,95	0,94	3,77	8,43	2,24	2,51
	2	1,15	0,89	0,88	3,20	7,64	2,39	
	3	1,08	0,75	0,74	2,53	3,82	1,51	
	4	1,06	0,6	0,6	2,00	5,09	2,55	

	5	1,12	0,5	0,5	1,76	6,76	3,84	
2	1	1,19	0,91	0,9	3,38	13,23	3,91	4,67
	2	1,08	0,89	0,87	2,98	11,27	3,78	
	3	1,10	0,81	0,75	2,70	11,66	4,33	
	4	1,09	0,71	0,67	2,36	10,59	4,48	
	5	1,08	0,63	0,56	2,02	13,84	6,86	
3	1	1,15	0,98	0,95	3,48	13,33	3,83	3,94
	2	1,08	0,88	0,87	2,97	14,51	4,89	
	3	1,10	0,75	0,75	2,59	10,78	4,16	
	4	1,04	0,7	0,69	2,27	7,84	3,45	
	5	1,07	0,65	0,57	2,05	6,86	3,34	
4	1	1,27	1,1	1	4,19	11,37	2,71	3,14
	2	1,21	0,79	0,72	2,87	7,74	2,70	
	3	1,30	0,69	0,68	2,81	12,45	4,42	
	4	1,23	0,69	0,63	2,55	8,23	3,23	
	5	1,17	0,55	0,5	1,93	5,09	2,64	
5	1	1,07	1,05	0,98	3,41	9,12	2,67	3,93
	2	1,08	0,89	0,79	2,85	16,08	5,64	
	3	1,07	0,75	0,75	2,52	9,51	3,77	
	4	1,09	0,74	0,74	2,53	9,90	3,91	
	5	1,08	0,6	0,56	1,97	7,15	3,63	
6	1	1,03	0,93	0,9	2,96	14,90	5,03	3,53
	2	1,09	0,74	0,74	2,53	7,55	2,98	
	3	1,03	0,65	0,64	2,09	5,98	2,87	

	4	1,10	0,61	0,57	2,04	8,62	4,23	
	5	1,05	0,5	0,47	1,60	4,02	2,51	
7	1	1,20	0,89	0,83	3,24	3,04	0,94	2,43
	2	1,12	0,77	0,76	2,69	5,78	2,15	
	3	1,14	0,72	0,68	2,51	5,98	2,39	
	4	1,09	0,58	0,57	1,97	5,78	2,94	
	5	1,09	0,55	0,55	1,88	7,06	3,75	
8	1	1,30	0,83	0,83	3,39	11,96	3,53	4,54
	2	1,28	0,72	0,65	2,75	16,47	5,98	
	3	1,15	0,62	0,62	2,24	9,60	4,29	
	4	1,15	0,55	0,55	1,99	9,61	4,84	
	5	1,17	0,5	0,41	1,67	6,76	4,04	
9	1	1,13	1,13	0,94	3,69	10,59	2,87	2,37
	2	1,17	0,89	0,82	3,14	3,13	1,00	
	3	1,16	0,8	0,76	2,84	9,02	3,17	
	4	1,14	0,72	0,7	2,54	5,19	2,04	
	5	1,11	0,66	0,58	2,16	5,98	2,77	
10	1	1,19	0,91	0,76	3,13	10,59	3,39	2,99
	2	1,08	0,73	0,7	2,42	6,47	2,67	
	3	1,11	0,66	0,65	2,28	6,02	2,64	
	4	1,07	0,6	0,59	2,00	6,27	3,14	
	5	1,12	0,56	0,47	1,81	5,69	3,13	

ANEXO G: FOTOS DE PRUEBA PUSH OUT EN MUESTRA GRUPO 3: AHP

