



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ



**DOCTORADO INSTITUCIONAL EN INGENIERÍA Y
CIENCIA DE MATERIALES**

**“EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES FÍSICO-MECÁNICAS Y
ANTIMICROBIANAS DE TRES CEMENTOS SELLADORES BIOCERÁMICOS
PREMEZCLADOS ADICIONADOS CON NANOPARTÍCULAS DE PLATA”**

MSc. KARLA PATRICIA NAVARRETE OLVERA

Tesis presentada para optar por el título de Doctora en Ingeniería y Ciencia de Materiales

2024, UASLP, México. Todos los derechos reservados.

Director de Tesis.....Dr. Gabriel Alejandro Martínez Castañón

Co-Directora de Tesis..... Dra. Nereyda Niño Martínez

25 Septiembre 2024.

San Luis Potosí, S.L.P. México

Evaluación de las propiedades físico-mecánicas y antimicrobianas de tres cementos selladores biocerámicos premezclados adicionados con nanopartículas de plata. © 2024 by

[Karla Patricia Navarrete Olvera](#) is licensed under [CC BY-NC-ND 4.0](#)

**“EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES FÍSICO-MECÁNICAS Y ANTIMICROBIANAS
DE TRES CEMENTOS SELLADORES BIOCERÁMICOS PREMEZCLADOS
ADICIONADOS CON NANOPARTÍCULAS DE PLATA”**

MSc. KARLA PATRICIA NAVARRETE OLVERA

Tesis presentada para optar por el título de Doctora en Ingeniería y Ciencia de Materiales

2024, UASLP, México. Todos los derechos reservados.

Director de Tesis:

Dr. Gabriel Alejandro Martínez Castañón

Profesor investigador - Facultad de Estomatología, UASLP

Co-Directora de Tesis:

Dra. Nereyda Niño Martínez

Profesor investigador - Facultad de Ciencias, UASLP

Tutor Académico:

Dr. Eleazar Samuel Kolosovas Machuca

Profesor investigador - CIACyT UASLP

Sinodal:

Dra. Nuria Patiño Marín

Profesor investigador - Facultad de Estomatología, UASLP

Sinodal:

Dra. Idania De Alba Montero

Profesor investigador - Facultad de Ciencias, UASLP

Sinodal externo

Dr. Carlos Omar Bermúdez Jiménez

Profesor investigador – Unidad Académica de Odontología, UAZ

Evaluación de las propiedades físico-mecánicas y antimicrobianas de tres cementos selladores biocerámicos premezclados adicionados con nanopartículas de plata. © 2024 by

[Karla Patricia Navarrete Olvera](#) is licensed under [CC BY-NC-ND 4.0](#)

DEDICATORIA

A mi familia que son el motor de mi vida, a la distancia siempre los siento cerca.

A David que ha sido mi compañero, amigo, colega y ahora esposo; que todos los caminos que falten por recorrer en este viaje siempre los tomemos juntos.

IN MEMORIAM

En honor a mi abuelita, aunque ya no estés físicamente conmigo, tu espíritu, plegarias y amor me acompañan en cada momento.

AGRADECIMIENTOS

A los Doctores Nereyda Niño Martínez y Gabriel Martínez Castañón por su incondicional apoyo durante esta etapa del doctorado, eternamente estaré agradecida por su confianza, empatía y enseñanzas.

A la Dra Idania de Alba Montero, gracias por su disposición y siempre amigable actitud, cuando a la maestra le apasiona lo que hace, para la alumna es fácil aprender.

A la Dra Nuria Patiño Marín, su enfoque de la odontología me abrió un panorama que antes no había visualizado, gracias por su ayuda en el área de la estadística y las charlas más allá de ella.

Al Dr. Samuel Eleazar Kolosovas Machuca, su tutoría ha sido invaluable en esta etapa, ha sido un placer a través de su persona conocer más allá de las ciencias de la salud.

Al Dr. Carlos Omar Bermúdez Jiménez, por su valiosa participación como parte del comité de tesis.

Al personal administrativo del DICIM, gracias por su disposición y apoyo en todos los procesos.

A la Facultad de Ciencias Campus Pedregal, de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí, sus laboratorios e infraestructura fueron cruciales para este proyecto.

RESUMEN

“EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES FÍSICO-MECÁNICAS Y ANTIMICROBIANAS DE TRES CEMENTOS SELLADORES BIOCERÁMICOS PREMEZCLADOS ADICIONADOS CON NANOPARTÍCULAS DE PLATA”

Introducción: La obturación del sistema de conductos ha sido descrita como crítica en el tratamiento endodóntico. Desde la introducción del MTA, selladores a base de silicato de calcio o biocerámicos han cobrado relevancia debido a su biocompatibilidad. Las propiedades antimicrobianas de nanopartículas de plata (AgNps) ya ha sido reportada.

Objetivo: Determinar el efecto de AgNps incorporadas a selladores biocerámicos sobre sus propiedades mecánicas y actividad antimicrobiana.

Metodología: Se seleccionaron 120 premolares, distribuidos aleatoriamente en 6 grupos: CeraSeal®, CeraSeal®+AgNps, Endosequence BC Sealer™, Endosequence BC Sealer™+AgNps, Bio-6C® Sealer y Bio-C® Sealer+AgNps. Fueron estandarizados a 15 mm, se instrumentaron con Protaper Next, técnica de obturación de cono único e incubaron 48 h a 37 °C, de cada muestra se obtuvieron tercios (cervical, medio, apical); para evaluar la fuerza de adhesión se sometieron a la Máquina Universal de pruebas 1 mm/min, posteriormente se observó el tipo de falla. Para la actividad antimicrobiana se realizaron pruebas de difusión y microdilución, la cepa ensayada fue *Enterococcus faecalis* (ATCC 29212).

El análisis estadístico se realizó con JMP 10.0. Para la normalidad la prueba de Shapiro-Wilk, para la fuerza de adhesión entre grupos se determinó con Kruskal-Wallis y por tercios con U-Mann-Whitney; y ANOVA para la actividad antimicrobiana ($p < 0,05$).

Resultados y Discusión: La prueba de resistencia adhesiva no mostró diferencias entre selladores con o sin AgNps en cervical y apical ($p > 0,05$). En tercio medio la fuerza fue significativa ($p < 0,05$) para Endosequence. Todos los grupos mostraron inhibición sin diferencias significativas, en orden descendiente de actividad antibacteriana al adicionar AgNps de la siguiente manera: Endosequence > Bio-C® Sealer > CeraSeal®.

Peviamente Jafari y cols. evaluaron el efecto antibacteriano de AgNps en Pro-Root y CEM contra *E. faecalis*, sus resultados las determinaron como alternativa para aumentar el efecto antimicrobiano.

Conclusiones: La incorporación de AgNps a selladores biocerámicos mejora la actividad antimicrobiana sin afectar propiedades mecánicas.

Palabras clave: actividad antimicrobiana, nanopartículas de plata, obturación endodóntica, propiedades físico-químicas, selladores biocerámicos.

ÍNDICE GENERAL

1.	INTRODUCCIÓN.....	6
2.	MARCO TEÓRICO	8
2.1.	MATERIALES DE OBTURACIÓN	9
2.1.1.	GUTAPERCHA	9
2.1.2.	SELLADORES ENDODÓNTICOS	10
2.1.3.	PROPIEDADES DE LOS SELLADORES.....	10
2.2.	TIPOS DE SELLADORES ENDODÓNTICOS	15
2.2.1.	Selladores a base de óxido de zinc y eugenol.....	15
2.2.2.	Selladores a base de salicilato	16
2.2.3.	Selladores a base de ácidos grasos	16
2.2.4.	Selladores a base de ionómero de vidrio	17
2.2.5.	Selladores a base de silicona	17
2.2.6.	Selladores a base de resina epoxi	17
2.2.7.	Selladores a base de resina de metacrilato.....	18
2.2.8.	Selladores a base de silicato tricálcico	20
2.3.	BIOCERÁMICOS	20
2.4.	BIOCERÁMICOS ENDODÓNTICOS PREMEZCLADOS	23
2.4.1.	Bio-C Sealer	24
2.4.2.	EndoSequence BC Sealer	24
2.4.3.	Ceraseal	25
2.5.	NANOPARTÍCULAS DE PLATA.....	25
2.5.1.	NANOPARTÍCULAS EN ENDODONCIA	27
2.6.	ENTEROCOCCUS FAECALIS	29
3.	JUSTIFICACIÓN.....	31
4.	PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	33
5.	HIPÓTESIS	34
5.1.	HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN (HI).....	34
5.2.	HIPÓTESIS NULA (H0).....	34
6.	OBJETIVOS.....	35
6.1.	OBJETIVO GENERAL	35
6.2.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	35
7.	MATERIALES Y MÉTODOS.....	36

7.1.	LUGAR DE REALIZACIÓN	36
7.2.	TIPO DE ESTUDIO	36
7.3.	DISEÑO DE ESTUDIO	36
7.4.	TAMAÑO DE MUESTRA	36
7.5.	TIPO DE MUESTREO	37
7.6.	CRITERIOS DE SELECCIÓN	38
7.6.1	CRITERIOS DE INCLUSIÓN	38
7.6.2	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	39
7.6.3	CRITERIOS DE ELIMINACIÓN	39
7.7.	ASPECTOS ÉTICOS	39
7.8.	DEFINICIÓN DE VARIABLES.....	43
7.8.1.	VARIABLES INDEPENDIENTES	43
7.8.2.	VARIABLES IDEPENDIENTES.....	44
7.9.	FASE EXPERIMENTAL.....	47
7.9.1	SÍNTESIS QUÍMICA DE NANOPARTÍCULAS DE PLATA.....	47
7.9.2	FUERZA DE ADHESIÓN.....	48
7.9.3	EVALUACIÓN DE PATRONES DE FALLA.....	52
7.9.4	RUGOSIDAD SUPERFICIAL	53
7.9.5	PRUEBA DE DIFUSIÓN DEL DISCO.....	54
7.9.6	MÉTODO DE MICRODILUCIÓN EN PLACA.....	55
7.10	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	57
8.	RESULTADOS	58
8.1	SÍNTESIS DE NANOPARTÍCULAS DE PLATA	58
8.2	FUERZA DE ADHESIÓN.....	59
8.4	RUGOSIDAD SUPERFICIAL	64
8.5	PRUEBA DE DIFUSIÓN EN DISCO	65
8.6	MÉTODO DE MICRODILUCIÓN EN PLACA.....	66
9.	DISCUSIÓN.....	68
10.	CONCLUSIÓN	73
11.	REFERENCIAS	74
	ANEXO A	82
	APROBACIÓN DEL COMÍTE DE ÉTICA	82
	ANEXO B.....	83
	CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	83
	ANEXO C.....	85

PUBLICACIÓN 85

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Síntesis química de nanopartículas de plata.....	47
Figura 2. Protocolo de estandarización e instrumentación biomecánica de las muestras. ...	49
Figura 3. Preparación de los selladores endodónticos adicionados con nanopartículas de plata.	50
Figura 4. Protocolo de obturación e incubación de las muestras.	51
Figura 5. Prueba de fuerza de adhesión mediante el uso de la Máquina Universal de pruebas.....	52
Figura 6. Determinación del tipo de falla mediante microscopio estereoscópico.	53
Figura 7. Prueba de rugosidad superficial mediante AFM.....	54
Figura 8. Prueba de difusión en disco.	55
Figura 9. Prueba de microdilución para determinar Concentración mínima bactericida. ...	56
Figura 10. a) Micrografía obtenida por MET. b) Distribución del tamaño de partículas obtenidas de la imagen TEM (se contaron 175 partículas); c) Diámetro hidrodinámico, y d) Espectros de resonancia de plasmones superficiales.....	58
Figura 11. Frecuencia del tipo de falla en el tercio cervical de los grupos de estudio.	62
Figura 12. Frecuencia del tipo de falla en el tercio medio de los grupos de estudio.....	63
Figura 13. Frecuencia del tipo de falla en el tercio apical de los grupos de estudio.	63
Figura 14. Imágenes de microscopía de fuerza atómica en 3D. a) G1 CeraSeal®; b) G2 CeraSeal® + AgNps; c) G3 EndoSequence® BC SealerTM; d) G4 EndoSequence® BC SealerTM + AgNps; e) G5 Bio-C® Sealer y f) G6 Bio-C® Sealer + AgNps.....	65

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Composición de selladores endodónticos utilizados en el estudio.	38
Tabla 2. Fuerza de adhesión en Megapascales (MPa) reportada en tercio cervical.	59
Tabla 3. Fuerza de adhesión en Megapascales (MPa) reportada en el tercio medio.	60
Tabla 4. Fuerza de adhesión en Megapascales (MPa) reportada en el tercio apical.	60
Tabla 5. Tipo de falla, número de muestra y (%) para los grupos de estudio por tercio.	61
Tabla 6. Valores de rugosidad superficial en nm para Sa y Sy de los grupos de selladores probados con y sin AgNps.	64
Tabla 7. Áreas de inhibición bacteriana de los selladores endodónticos en comparación con selladores adicionados con AgNps contra <i>Enterococcus faecalis</i>	66
Tabla 8. Valores de concentración mínima bacteridica (CMB) contra <i>Enterococcus faecalis</i> de los grupos de estudio.	67

1. INTRODUCCIÓN

El objetivo biológico último del tratamiento de conductos radiculares es la prevención o curación de la periodontitis apical. Cuando la pulpa se vuelve inviable, el tratamiento endodóntico intenta cumplir su objetivo mediante el desbridamiento, desinfección y obturación del sistema de conductos radiculares. Desde la investigación fundamental de Kakehashi en 1965, el papel de los microorganismos y sus subproductos se ha demostrado en innumerables ocasiones como el principal factor causante de la etiología de la periodontitis apical (1).

El requisito de integrar el conocimiento de base biológica con la llegada de nuevos biomateriales diseñados para mejorar el tratamiento endodóntico fue ampliamente reconocido incluso antes de que la endodoncia se convirtiera en una especialidad. Debido a que las enfermedades de la pulpa dental son predominantemente de naturaleza infecciosa, el desarrollo de nuevos materiales de obturación radicular debe tener como objetivo mejorar la capacidad y eficacia de los endodoncistas para eliminar infecciones y prevenir la recontaminación.

El éxito en el tratamiento de conductos se basa en la tríada de desbridamiento del conducto, desinfección eficaz y una obturación tridimensional del espacio del conducto. La obturación del sistema de conductos a la longitud de trabajo ha sido descrita como el componente más crítico del tratamiento endodóntico para sellar y aislar el conducto de los irritantes que permanecen después de la conformación y limpieza, así como para eliminar las filtraciones posteriores provenientes de los tejidos perirradiculares o de la cavidad oral en el conducto obturado (2).

Los métodos de obturación tradicionales no proporcionan un sellado eficaz. Se encogen al fraguar, tienen poca o ninguna adherencia a la dentina y no son dimensionalmente estables cuando entran en contacto con la humedad, lo que provoca disolución y filtración con el

tiempo. En los últimas décadas se han desarrollado nuevos materiales que superan algunas de estas deficiencias (3).

La gutapercha es el material de obturación de núcleo es estado sólido más utilizado en endodoncia, por lo cual los investigadores se han centrado principalmente en encontrar un cemento sellador de conductos radiculares ideal para usar en combinación con la gutapercha (4).

Se ha demostrado que los selladores tienen una influencia positiva en el resultado del tratamiento endodóntico. Su función es sellar el espacio entre el material del núcleo (gutapercha) y la pared interna de la superficie radicular, sus expectativas son mayores que las de Grossman, que simplemente exigía que no fuera irritante. Actualmente existe la capacidad de que dichos materiales no solo sean biocompatibles, sino que también promuevan la regeneración de tejidos (1).

Incluso con los avances en materiales y tecnología, es bien sabido que lograr un sistema de conductos radiculares estéril es extremadamente difícil, si no imposible. Además, incluso cuando el tratamiento del conducto radicular es consistente con altos estándares, el fracaso puede ocurrir debido a una biopelícula intrarradicular resistente, por lo tanto la investigación en torno a la mejora de los materiales como selladores endodónticos disponibles puedan ser sometidos a pruebas e incluso con el apoyo de nanotecnología mejorar sus propiedades.

2. MARCO TEÓRICO

Los microorganismos y sus productos dentro del sistema de conductos radiculares son considerados el principal factor etiológico para el desarrollo de la enfermedad pulpar y de la periodontitis apical y perirradicular (enfermedad endodóntica) (5,6).

El tratamiento endodóntico tiene como finalidad eliminar completamente o permitir la máxima reducción de microorganismos en el interior de los conductos radiculares, de manera que el sistema inmunológico del huésped sea capaz de regenerar los tejidos perirradiculares dañados (4).

Por lo tanto, el objetivo del tratamiento endodóntico es prevenir la contaminación microbiana del sistema de conductos radiculares y/o eliminar los suficientes microorganismos para garantizar el éxito clínico y radiográfico. La endodoncia, como también se denomina, se divide en una fase de control microbiana (instrumentación, irrigación, medicación intraconducto) seguida de la fase de obturación tridimensional (5).

Para la fase de control microbiana se han empleado varios métodos para desinfectar el espacio del conducto radicular, que incluyen instrumentación mecánica, irrigación química, aplicación de medicamentos intraconducto para mejorar aún más la eliminación microbiana y finalmente la obturación del espacio del conducto radicular con un material inerte y biocompatible (4).

La obturación del sistema de conductos radiculares se realiza después de la fase de control microbiano del tratamiento endodóntico y sus principales objetivos son los siguientes:

1. Prevenir la entrada de fluidos orales;
2. atrapar bacterias supervivientes residuales y privarlas de nutrientes y;
3. prevenir cualquier comunicación entre los fluidos de los tejidos

periapicales y el conducto radicular, todo lo cual puede actuar como una fuente de futuras infecciones (3,4,7).

Se han utilizado una variedad de materiales de obturación, entre ellos combinaciones de núcleo incluidos conos de plata, gutapercha junto con una variedad de selladores de conductos radiculares (3).

2.1. MATERIALES DE OBTURACIÓN

2.1.1. GUTAPERCHA

Desde su introducción por Bowman en 1867, la gutapercha, el isómero trans del poliisopreno, ha sido el material de elección como relleno del núcleo inerte y sólido más utilizado. Los materiales de obturación radiculares contemporáneos a base de gutapercha utilizan 20% del polímero en bruto y la composición restante consiste en óxido de zinc, cera resina y sulfatos metálicos (2).

La gutapercha en forma tradicional contiene óxido de zinc (65%), gutapercha (20%), un radiopacificante (sulfato de metal) (10%) y plastificante (5%) (los porcentajes entre paréntesis son aproximados y dependerán del fabricante). La gutapercha se presenta principalmente en dos formas cristalinas; fases alfa y beta. Los conos o puntas de gutapercha se producen en la fase beta. Cuando se calienta entre 42 y 49 °C se convertirá en la fase alfa. Al enfriarse volverá a la fase beta y se contraerá mientras lo hace (1).

A pesar que la gutapercha no es el material de obturación ideal en endodoncia, satisface la mayoría de los criterios ideales para dicho material. Presenta mínima toxicidad, alergenidad e irritabilidad tisular dentro del espacio del conducto; es predominantemente no reabsorbible y se tolera bien en casos de sobreextensión inadvertida en los tejidos perirradiculares. Una deficiencia de la gutapercha es su falta de adherencia a la dentina de la

pared del conducto. Debido a esta limitación, se debe usar un sellador o cemento con la gutapercha (2).

Al ser el material de obturación de núcleo sólido más utilizado, los investigadores se han centrado principalmente en encontrar un sellador de conductos radiculares ideal para usar en combinación con la gutapercha (4).

Para lograr un sello hermético a los fluidos y para llenar el espacio entre la dentina de la pared del canal y la interfaz del material de obturación (2).

2.1.2. SELLADORES ENDODÓNTICOS

El éxito de la obturación del sistema de conductos depende de las características del sellador debido a que este estabiliza el cono sólido y se une a la dentina (8).

Los cementos selladores se utilizan como una pasta fina que funciona a su vez como lubricante y agente de fijación durante la obturación, permitiendo que el material de obturación del núcleo, como las puntas de gutapercha u otros materiales rígidos, se deslicen y fijen en el conducto. Los selladores además tienen la ventaja de rellenar espacios anatómicos de difícil acceso como conductos laterales y accesorios donde los materiales de obturación del núcleo como la gutapercha no son capaces de adaptarse. (9).

Si el sellador no cumple su función, la microfiltración puede causar fracaso en el tratamiento endodóntico no quirúrgico a través del paso clínicamente indetectable de bacterias, fluidos, moléculas o iones entre el diente y el material de restauración (9).

2.1.3. PROPIEDADES DE LOS SELLADORES

Un sellador ideal en endodoncia debe proporcionar un sellado microscópico completo de tal manera que los microorganismos no puedan atravesar el sistema de conductos radiculares; posee actividad antimicrobiana contra una variedad de microorganismos y logra estos objetivos sin causar una respuesta inflamatoria en los tejidos del huésped o demostrar citotoxicidad.

Grossman en 1936 describe los requisitos para el material de obturación radicular ideal:

1. Introducirse fácilmente en el conducto radicular.
2. Debe ser impermeable a la humedad.
3. Debe sellar el conducto tanto lateral como apicalmente.
4. No debe encogerse después de ser insertado.
5. Debe ser bacteriostático, o al menos, no favorecer el crecimiento.
6. Debe ser radiopaco.
7. No debe pigmentar la estructura dental.
8. No debe ser irritante a los tejidos periapicales.
9. Debe ser fácil de remover del conducto, si es necesario.
10. Debe ser estéril o fácil y rápido de esterilizar inmediatamente antes de su inserción (10).

Actualmente además de los requerimientos mencionado por Grossman un sellador ideal debería de cumplir con las siguientes características:

1. Hacer un sello hermético.
2. Ser pegajoso y preferiblemente adhesivo a la dentina y al material de obturación entre esta y la pared del conducto cuando se coloque.
3. Contener polvos finos.
4. Radiopacidad.
5. Dimensionalmente estable con cambios limitados antes y después del fraguado.
6. Color estable.
7. Bacteriostático o al menos no fomentar el crecimiento bacteriano.

8. Fraguado lo suficientemente lento para el procedimiento de obturación.
9. Insoluble en fluidos tisulares.
10. Biocompatible, incluyendo no mutagénico, no sensibilizante y no citotóxico después del fraguado.
11. Capaz de eliminarse para retratamiento por medios químicos o mecánicos.
12. Preferiblemente bioactivo, estimulando la formación de hidroxiapatita en contacto con fluidos corporales (9,11).

Sellado hermético

El sellado a largo plazo del conducto radicular depende principalmente de la integridad del sellador, no del material del núcleo. En consecuencia, se requiere una baja solubilidad de los selladores en agua destilada según lo establecido en la norma ISO 6876: 2012 (12).

Radioopacidad

Esta propiedad es relevante en los selladores para poder evaluar la calidad de la obturación del conducto radicular. Un milímetro de dentina tiene una radiopacidad igual a la del aluminio de 1 mm. Por lo tanto, de acuerdo con la norma ISO 6876: 2012, se requiere una radiopacidad mínima de aluminio de 3 mm para los selladores de conductos radiculares (11,12).

Tiempo de fraguado

Un sellador debe ser lo suficientemente largo para garantizar un fácil manejo incluso cuando se utilizan técnicas de obturación que requieren mucho tiempo (12). La especificación ANSI/ADA número 2 refiere que el tiempo de fraguado de un sellador esté dentro del 10%

establecido por los fabricantes (13). Sin embargo, un tiempo de fraguado lento puede provocar irritación de los tejidos y la mayoría de los selladores de conductos radiculares producen cierto grado de toxicidad hasta que se solidifican por completo (11).

Fluidez

La fluidez es una propiedad que permite al sellador rellenar áreas de difícil acceso, como las estrechas irregularidades de la dentina, istmos, conductos accesorios y espacios entre el cono maestro y los conos accesorios. Los factores que influyen en la velocidad de fluidez del sellador incluyen el tamaño de las partículas, temperatura, velocidad de cizallamiento y el tiempo de mezclado (11). Según la norma ISO 6786/2012, un sellador de conductos radiculares debe tener una tasa de fluidez de no menos de 20 mm (13).

Solubilidad

La solubilidad es una propiedad esencial de los materiales de sellado en endodoncia, porque la disolución del sellador puede comprometer la calidad general del tratamiento endodóntico, ya que la disolución del material liberará compuestos químicos que podrían desencadenar en cambios inflamatorios en el tejido periapical (14).

La solubilidad es la pérdida de masa de un material durante un período de inmersión en agua. De acuerdo con la especificación 57 de ANSI / ADA la solubilidad de un sellador de conductos radiculares no debe exceder el 3% en masa (11,13).

Un sellador altamente soluble permitiría invariablemente la formación de espacios dentro y entre el material y la dentina radicular, proporcionando así vías de microfiltración de la cavidad oral y los tejidos periapicales (11).

Adhesión

En un sellador de conductos se define como la capacidad para adherirse a la dentina del conducto radicular y promover la adhesión del cono de gutapercha entre sí y con la dentina (11).

Biocompatibilidad

La biocompatibilidad es un requisito indispensable en un sellador de conductos, ya que entra en contacto directo con el tejido vital del foramen apical o indirectamente a través de la restauración. Un material se considera biocompatible cuando es capaz de entrar en contacto con el tejido vivo y no desencadenar una reacción adversa, como toxicidad, irritación, inflamación, alergia o carcinogenicidad. Los selladores biocerámicos son biocompatibles, característica que se atribuye a la presencia de fosfato de calcio. El fosfato de calcio es el principal componente inorgánico de los tejidos duros en el ser humano (dientes y huesos). En consecuencia la literatura señala que muchos selladores biocerámicos tienen el potencial de promover la regeneración y reparación ósea cuando se extruyen involuntariamente a través del foramen apical durante la obturación o el sellado de perforaciones radiculares (11).

Bioactividad

La bioactividad implica la síntesis de depósitos de fosfato cálcico en la superficie del material colocada en un fluido corporal mímico, por ejemplo, una solución tampón con una concentración de iones similar a los valores encontrados en el plasma sanguíneo humano (15).

2.2. TIPOS DE SELLADORES ENDODÓNTICOS

Los selladores endodónticos se clasifican según su composición y pueden ser a base de óxido de zinc y eugenol, ionómero de vidrio, silicona, resina epoxi, de resina de metacrilato y silicato tricálcico (9,13).

2.2.1. Selladores a base de óxido de zinc y eugenol

Este grupo de materiales es quizás el más utilizado y tiene un historial establecido en la obturación de conductos. Estos materiales se producen en dos formas: polvo - líquido o pasta – pasta. La fórmula del sellador de óxido de zinc y eugenol (ZOE) fue desarrollado por Rickert y Dixon en 1931 el cual se convirtió en el sellador Kerr y la fórmula desarrollada por Grossman en 1936 en el sellador Proco-Sol. Estos selladores han sido un estándar en endodoncia desde su desarrollo, basado en su éxito a largo plazo debido a sus propiedades antimicrobianos (1).

Contienen polvo de óxido de zinc y la fase líquida de eugenol, un aceite esencial derivado del clavo. Algunos de estos selladores en polvo-líquido contienen plata en el polvo (fórmula de Kerr) la cual ha provocado oscurecimiento dental (9).

Sin embargo a pesar sus propiedades antimicrobianas presentan deficiencias que incluyen la incapacidad para fortalecer la estructura de la raíz, la falta de unión a la dentina, microfiltración y la alta solubilidad lo cual puede comprometer la longevidad de la terapia conductos (4).

Se han introducido variaciones en los selladores ZOE durante varias décadas, uno de ellos con paraformaldehído pero no tuvieron éxito debido a que causaba necrosis coagulativa y el

formaldehído residual interrumpía la reparación local de las áreas afectadas, además de ser tóxico para los tejidos perirradiculares (9).

2.2.2. Selladores a base de salicilato

Los selladores a base de salicilato se denominan típicamente por sus aditivos terapéuticos comercializados en lugar de por su composición. Por ejemplo, Sealapex (Kerr) y Apexit / Apexit Plus (Ivoclar Vivadent) son ejemplos de selladores de salicilato que contienen hidróxido de calcio.

El hidróxido de calcio $[\text{Ca}(\text{OH})_2]$ presenta características deseables en un sellador ya que es alcalino y antimicrobiano, promueve la osteogénesis y la cementogénesis, sin embargo es ligeramente soluble en agua (9). Se ha demostrado que estos cementos son menos antimicrobianos que los selladores a base de óxido de zinc, aunque también un poco menos tóxicos (1).

2.2.3. Selladores a base de ácidos grasos

El eugenol es un agente citotóxico que afecta la membrana celular y las funciones respiratorias debido a ello, se desarrollaron selladores de óxido de zinc sin eugenol. Para este fin se han utilizado ácidos grasos como agentes quelantes, aunque la estructura de sus complejos metálicos es típicamente menos definida y consistente que con eugenolatos y salicilatos por la naturaleza de sus composiciones mixtas. Ejemplo de este tipo de sellador es el Canals-N (Showa Yakuhin Kako) a base de óxido de zinc que utiliza ácido linoleico, ácido isoesteárico y colofonia. La colofonia contiene varios ácidos resínicos, siendo el más abundante el ácido abiético, derivado de las coníferas. Nogenol (GC America, Alsip, IL, EE. UU.) es otro sellador de óxido de zinc y ácidos grasos elaborado con ácido láurico (9).

2.2.4. Selladores a base de ionómero de vidrio

Los selladores de ionómero de vidrio están hechos a base de vidrio de silicato fino con poliacrílico y ácidos relacionados. Cuando se mezclan forman subunidades repetidas de monómero orgánico y iones inorgánicos, creando un ionómero. Estos materiales se utilizan como cementos y materiales restauradores en odontología (9).

Estos cementos se unen químicamente a la dentina a través del intercambio iónico y la formación de una capa intermedia a lo largo de la interfaz dentina-material (2).

Aunque se adhieren a la dentina, se ha demostrado que los selladores a base de ionómero de vidrio son más solubles y exhiben menos actividad antimicrobiana que los selladores a base de óxido de zinc, eugenol e hidróxido de calcio (1).

2.2.5. Selladores a base de silicona

En 1972 Davis y col. utilizó un material de impresión de silicona inyectable en los conductos radiculares. Los selladores a base de silicona están compuestos de polimetilvinilsiloxano que contienen una sal de platino. Se fijan por reacción de adición entre grupos vinilo unidos a la cadena de polidimetilsiloxano y grupos hidroxilo unidos a la cadena de polidimetilsiloxano, formando un polímero. GuttaFlow, GuttaFlow 2 y RoekoSeal (Coltene / Whaledent) son ejemplos de selladores a base de silicona (9).

2.2.6. Selladores a base de resina epoxi

La resina epoxi fue inventada en 1938 por P. Castan, un químico suizo de Trey (Zurich, Suiza). Los selladores a base de resina epoxi siguen una reacción de adición orgánica, en la que los monómeros epóxido reaccionan con las aminas para crear un material rígido. El

sellador AH 26 fue desarrollado durante la década de 1940, sin embargo en 1993 Spångberg y col. informó que AH 26 liberaba formaldehído, por lo cual se recomendó la transición de AH 26 a AH Plus, que no libera formaldehído. Los selladores a base de resina epoxi como AH 26 y AH Plus (Dentsply Sirona, Konstanz, Alemania) están compuestos de aminas y resinas epoxi de bajo peso molecular, su reacción de fraguado es por adición entre grupos epóxido unidos a resinas epoxi y aminas para formar un polímero (9).

Estos selladores ofrecen las ventajas de una solubilidad reducida, proveen sellado apical y microretención a la dentina radicular. Se ha reportado toxicidad cuando están recién mezclados sin embargo se reduce después del fraguado (16).

En cuanto a las propiedades antimicrobianas, los selladores a base de resina epoxi han demostrado propiedades antibacterianas, pero principalmente antes de su fraguado debido a la liberación de algunos de los componentes como el formaldehído (4). Si se extruye en los tejidos periapicales, AH Plus uno de los selladores a base de resina más utilizados no se reabsorbe fácilmente y puede producir una respuesta inflamatoria (1).

2.2.7. Selladores a base de resina de metacrilato

Los selladores de conductos radiculares a base de resina de metacrilato se introdujeron bajo el concepto de “monobloque” al unir el material de relleno del núcleo a la pared del conducto y formar una sola unidad. Fueron desarrollados para proporcionar un mejor sellado y reforzar mecánicamente las raíces comprometidas, se han sugerido además para reducir las vías de entrada de bacterias y fortalecer la estructura de la raíz. Los selladores a base de metacrilato pretende infiltrarse en la matriz de colágeno parcialmente desmineralizada y crear una retención micromecánica en la dentina radicular (4).

La primera generación de selladores a base de resina de metacrilato comenzó con Hydron (Hydron Technologies, St. Petersburg, FL, EE. UU.), que apareció en el mercado a mediados

de la década de 1970 (90-92). Estaba compuesto por gel polimérico de metacrilato de 2-hidroxi-etilo para inyección en el conducto sin necesidad de un núcleo, como la gutapercha. Sin embargo, debido a su corto tiempo de trabajo, su muy baja radiopacidad, los problemas asociados con su remoción y la tendencia a irritar los tejidos periapicales se suspendió su uso en la década de 1980 (9).

A principios del siglo XXI surgió la segunda generación de selladores de metacrilato. EndoREZ (Ultradent, South Jordan, UT, EE. UU.) es un sellador de curado dual que no requiere adhesivo dentinario. Se ha utilizado resina de metacrilato sin gutapercha para crear un “monoseal”; es decir, un sellador que se une tanto a la dentina radicular como a los materiales de obturación del núcleo. Se logra un monoseal cuando el material crea una interfaz sin espacios entre la pared dentinaria y el núcleo rígido (también llamado monobloque) (9).

Los selladores a base de metacrilato de tercera generación utilizan formulaciones que contienen imprimadores autograbantes, comenzando con Resilon / Epiphany (Resilon Research, Madison, CT, EE. UU.); funcionalmente, esta adición es análoga a los adhesivos “todo en uno” utilizados en odontología restauradora. Estos sistemas ya no se venden porque eran susceptibles a la degradación de sus enlaces éster (9).

Los selladores a base de metacrilato de cuarta generación incluyen una combinación de grabador, imprimador y sellador autoactivables. Hybrid Root SEAL (Sun Medical, Shiga, Japón), también comercializado como MetaSEAL (Parkell, Edgewood, NY, EE. UU.) es el primer sellador disponible comercialmente de esta generación es eficaz después de la irrigación con EDTA y puede reducir las microfiltraciones (9).

A pesar del concepto deseable del monobloque, la contracción durante la polimerización asociada con estos selladores da como resultado una configuración desfavorable en el conducto radicular, que puede comprometer la unión entre el sellador y la dentina y dar lugar a microespacios que pueden actuar como una fuente de microfiltración. Por estas razones específicas, se han realizado esfuerzos para mejorar la unión y las propiedades antibacterianas de los selladores de conductos radiculares a base de resina de metacrilato (4).

2.2.8. Selladores a base de silicato tricálcico

Los cementos de silicato de calcio son un grupo de materiales que han evolucionado a partir del mineral trióxido agregado (MTA) y se utilizan para obturar los conductos radiculares en los casos en que la interfaz del material con los tejidos perirradiculares es más grande de lo normal. Las indicaciones para el uso de tales materiales incluyen la obturación de ápices abiertos, perforaciones radiculares y obturación a retro. El MTA fue desarrollado en la década de 1990 por Mahmoud Torabinejad y recibió la aprobación de la Administración de Alimentos y Medicamentos de los EE. UU. (FDA) en 1998 como ProRoot MTA Original (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, EE. UU.) (1).

Desde la formulación del mineral trióxido agregado (MTA), se han desarrollado para su uso en procedimientos clínicos, incluidos los selladores de endodoncia con nuevas formulaciones y aditivos. Recientemente los selladores, a base de silicato de calcio, también facilitan la biomineralización, proceso mediante el cual un organismo vivo sintetiza una sustancia mineral y son ampliamente denominados como biocerámicos (15).

2.3. BIOCERÁMICOS

Las biocerámicos son materiales de tipo cerámicos diseñados específicamente para uso tanto médico y odontológico. Durante las décadas de 1960 y 1970, estos materiales se desarrollaron para su uso en el cuerpo humano, como reemplazo de articulaciones, placas óseas, cemento óseo, ligamentos y tendones artificiales, prótesis de vasos sanguíneos, válvulas cardíacas, dispositivos de reparación de la piel (tejido artificial), reemplazos cocleares y lentes de contacto. Son materiales biocompatibles inorgánicos, metálicos y no metálicos que incluyen alúmina y zirconia, vidrio bioactivo, revestimientos y compuestos, hidroxiapatita y fosfatos de calcio reabsorbibles. Son químicamente estables, no corrosivos e interactúan bien con el tejido orgánico (5).

Los materiales biocerámicos se clasifican en:

1. Bioinerte: Como la zirconia y la alúmina, producen una respuesta insignificante en el tejido circundante, sin tener efectivamente ningún efecto biológico o fisiológico (11).
2. Bioactivo: Como el vidrio o el fosfato de calcio, interactúan con el tejido circundante para fomentar el crecimiento de tejidos más duraderos (5,13). Y a su vez los materiales de tipo bioactivos se clasifican según su estabilidad como degradables o no degradables (11).

Una nueva era de materiales biocerámicos en endodoncia comenzó a mediados de la década de 1990 cuando se introdujeron por primera vez materiales basados en MTA como cementos reparadores. Se trataba principalmente de cementos derivados del cemento de Portland como ProRoot MTA (Dentsply Tulsa, Tulsa, OK, EE. UU.), que se han utilizado como materiales de retrobturación, materiales de sellado radicular y recubrimiento pulpar. Debido a su consistencia densa, estos cementos no son fáciles de colocar dentro de los conductos radiculares, por lo que recientemente se han desarrollado selladores de conductos radiculares a base de biocerámicos (6).

Los selladores biocerámicos en endodoncia también se clasifican en dos grupos de selladores a base de silicato de calcio:

1. A base de mineral trióxido agregado (MTA)
2. No a base de MTA o selladores a base de fosfato de calcio (13).

El primer sellador a base de MTA fue MTA Fillapex (Angelus, Londrina, Brasil), introducido al mercado en 2010. Este sellador está compuesto principalmente por una matriz de resina de salicilato, sílice y MTA (40%).

El otro tipo de materiales biocerámicos son los materiales de silicato de calcio. Los cuales contienen óxido de circonio, silicato tricálcico, silicato dicálcico, sílice coloidal, silicatos de calcio, fosfato de calcio monobásico e hidróxido de calcio (6).

Los materiales biocerámicos utilizados en endodoncia se pueden clasificar además por su composición, mecanismo de fraguado y consistencia. Los cuales están en presentación como cementos selladores y pastas desarrollados para su utilización en conjunto con la gutapercha y masillas diseñadas para uso como único material comparables a MTA. Algunos son sistemas de polvo/líquido que requieren mezcla manual. Los materiales premezclados requieren humedad de los tejidos circundantes para fraguar. El sellador, la pasta y la masilla premezclados tienen la ventaja de una consistencia uniforme y ausencia de desperdicio, siendo además hidrófilos (3,5).

Los biocerámicos no son sensibles a la humedad ni a la contaminación sanguínea. Son dimensionalmente estables y ligeramente expansibles, son insolubles lo que garantiza un sellado superior a largo plazo. Cuando fraguan su pH es superior a 12 debido a la reacción de hidratación, que primero forma hidróxido y luego se disocia en iones de calcio e hidroxilo. Presentan propiedades antibacterianas. Cuando están completamente fraguados, son biocompatibles e incluso bioactivos. Cuando los materiales biocerámicos entran en contacto con los fluidos de los tejidos, liberan hidróxido de calcio que puede interactuar con los fosfatos en los fluidos de los tejidos para formar hidroxiapatita (5,10).

En cuanto al mecanismo de unión de los selladores biocerámicos a la dentina se desconoce, sin embargo; se han sugerido los siguientes mecanismos:

1. Difusión de las partículas de sellador en los túbulos dentinarios (difusión tubular) para producir uniones mecánicas entrelazadas.
2. La infiltración del contenido mineral del sellador en la dentina intertubular resulta en el establecimiento de una zona de infiltración mineral producida después de desnaturalizar las fibras de colágeno con un sellador alcalino.
3. Reacción parcial de fosfato con hidrogel de silicato de calcio e hidróxido de calcio, producida a través de la reacción de silicatos de calcio en presencia de la humedad de la dentina, lo que resulta en la formación de hidroxiapatita a lo largo de la zona de infiltración mineral (11).

2.4. BIOCERÁMICOS ENDODÓNTICOS PREMEZCLADOS

En 2007 Innovative BioCeramix, Inc. en Vancouver, Canadá desarrolló un sellador de conductos a base de silicato de calcio el iRoot SP, un sistema premezclado y listo para usarse de manera inyectable (3,5).

Propiedades de los cementos selladores biocerámicos y posibles cambios en la técnica de relleno radicular:

1. El sellador biocerámico es altamente hidrófilo, por lo tanto la humedad natural del conducto radicular y de los túbulos dentinarios es una ventaja, a diferencia de la mayoría de los otros selladores donde la humedad es perjudicial para su desempeño.
2. Cuando no se endurece, el sellador biocerámico tiene un pH superior a 12. Por lo tanto, sus propiedades antibacterianas son similares a las del hidróxido de calcio. El fraguado depende fisiológicamente de la humedad del conducto, por lo tanto, se fraguará a diferentes velocidades en diferentes entornos, pero dado que tiene un pH alto, cualquier retraso en el fraguado puede considerarse un beneficio.
3. El sellador no se encoge, sino que se expande ligeramente y es insoluble en los fluidos tisulares.
4. Si se utiliza con una punta de gutapercha impregnada y recubierta con nanopartículas de biocerámico, se adherirá al núcleo eliminando así el espacio entre la gutapercha y el sellador (5).

La introducción de selladores a base de silicato de fosfato de calcio premezclados elimina el potencial de consistencia heterogénea durante el mezclado. Debido a que el sellador está premezclado con acarreadores no acuosos pero miscibles en agua, la pasta libre de agua no

se endurecerá durante el almacenamiento en la jeringa y solo se endurecerá al exponerse a un ambiente acuoso (17).

2.4.1. Bio-C Sealer

Bio-C Sealer (Angelus, Londrina, PR, Brasil) es un sellador biocerámico premezclado desarrollado para la obturación y sellado permanente durante el tratamiento endodóntico. Bio-C Sealer, dentro de sus componentes se encuentran reportados silicatos de calcio, aluminato de calcio, óxido de calcio, óxido de circonio, óxido de hierro, dióxido de silicio y agentes dispersantes. Según el fabricante, su bioactividad se atribuye a la liberación de iones de calcio que estimulan la formación de tejido mineralizado (18).

2.4.2. EndoSequence BC Sealer

EndoSequence BC Sealer (BC; Brasseler EE. UU., Savannah, GA, EE. UU.) Es un sellador inyectable en presentación premezclado, cuyos componentes principales incluyen silicatos tricálcicos, silicatos dicálcicos, hidróxido de calcio, óxido de circonio y agentes espesantes (15).

El óxido de circonio es radiopacificante y contiene vehículos espesantes sin agua para permitir que el sellador se distribuya en forma de pasta premezclada.

Según su distribuidor, EndoSequence BC Sealer utiliza la humedad que queda dentro de los túbulos dentinarios después de la irrigación para iniciar y completar la reacción de fraguado. La cantidad de agua que permanece dentro de los túbulos dentinarios de las paredes del conducto puede variar mucho incluso después de secar los conductos con puntas de papel. Los creadores sugieren que el tiempo de fraguado del sellador es de 4 horas y que el tiempo de fraguado puede extenderse en conductos demasiado secos. Sin embargo, se desconoce el efecto del exceso de humedad sobre el tiempo de fraguado y la dureza del sellador. Su pH durante el proceso de fraguado es superior a 12 lo que aumenta sus propiedades bactericidas (17).

Como sellador posee buena biocompatibilidad, tiene la capacidad de promover la diferenciación osteoblástica de las células del ligamento periodontal (15).

2.4.3. Ceraseal

Ceraseal (Meta Biomed Co., Cheongju, Corea) es un sellador endodóntico premezclado recientemente lanzado que contiene silicatos de calcio, óxido de circonio y agente espesante (15).

Según el fabricante es antimicrobiano, es altamente biocompatible, excelente capacidad de sellado y estabilidad única, no se contrae o expande, previene la odontoclasia manteniendo su volumen estable. Está indicado para realizar la obturación con técnica de cono único. Su tiempo de trabajo es de 3.5 horas, su pH es de 12, excelente radioopacidad de 8 mm y una fluidez de 23 mm.

2.5. NANOPARTÍCULAS DE PLATA

Las nanopartículas se pueden obtener de fuentes naturales o sintetizadas químicamente o sus subproductos. Debido a su mayor relación superficie / volumen y propiedades antibacterianas, han encontrado aplicaciones en el campo de la medicina (19).

En los procesos físicos, las nanopartículas metálicas se sintetizan generalmente por evaporación-condensación, la cual se lleva a cabo mediante un horno tubular a presión atmosférica. Sin embargo, la generación de nanopartículas de plata (AgNps) utilizando un horno de tubo tiene varios inconvenientes, porque un horno de tubo ocupa un gran espacio, consume una gran cantidad de energía al tiempo que eleva la temperatura ambiental alrededor del material de origen y requiere mucho tiempo para lograr estabilidad térmica (20).

El enfoque más común para la síntesis de nanopartículas de plata es la reducción química mediante agentes reductores orgánicos e inorgánicos. En general, diferentes agentes reductores, como citrato de sodio, ascorbato, borohidruro de sodio (NaBH_4), hidrógeno elemental, proceso de poliol, reactivo de Tollens, bloques decopolímeros de N, N-dimetilformamida (DMF) y poli (etilenglicol) se utilizan para la reducción de iones de plata (Ag^+) en soluciones acuosas o no acuosas (20).

Las nanopartículas de plata también pueden ser sintetizadas biológicamente, denominada síntesis verde, estas podrían usarse como recubrimientos espectralmente selectivos para la absorción de energía solar y material de intercalación para baterías eléctricas, como receptores ópticos, para bioetiquetado y con fines antimicrobianos (20).

Debido a la toxicidad involucrada en el proceso de síntesis, la biosíntesis de nanopartículas de plata usando las modalidades biológicas como bacterias, hongos y plantas que no producen sustancias tóxicas en su proceso de síntesis ha ganado popularidad en el campo de la nanotecnología (21).

Entre los diversos nanomateriales existentes, las nanopartículas de plata han ganado atención debido a sus propiedades físicas y bioquímicas distintivas en contraste con sus macro y micro complementos. La plata es un agente antimicrobiano seguro que tiene el potencial de matar 650 tipos diferentes de organismos que causan enfermedades (19).

Las nanopartículas de plata han mostrado un efecto antibacteriano de amplio espectro tanto en organismos grampositivos como gramnegativos y en varias cepas resistentes a fármacos. Los iones de plata entregados por nanopartículas a las bacterias promueven la lisis, el proceso por el cual las células se descomponen y finalmente mueren, lo que hace que las nanopartículas de plata sean un agente antibacteriano superior y ampliamente utilizado (20).

Su acción puede ser por la captación de iones de plata libres que provocan la interrupción de las moléculas de ATP y previenen la replicación del ADN bacteriano la formación de

especies reactivas de oxígeno o incluso el daño directo de la membrana celular por los iones de plata (Ag^+). Las nanopartículas de plata causan desnaturalización y oxidan la pared celular, lo que conduce a la ruptura de los orgánulos, lo que da como resultado la lisis celular. También modifican el perfil de fosfotirosina de los péptidos, lo que interrumpe la transducción de señales del organismo y previene la multiplicación (19).

2.5.1. NANOPARTÍCULAS EN ENDODONCIA

Los nanomateriales son prometedores como coadyuvante en la terapia antibacteriana en endodoncia, debido a sus propiedades fisicoquímicas únicas y mejoradas, como los tamaños ultrapequeños, la gran relación superficie-masa y el aumento de la reactividad química (22).

Las nanopartículas tienen un tamaño de entre 1 y 100 nanómetros y sus efectos antimicrobianos son superiores en comparación con sus contrapartes a granel debido a su mayor área de superficie y densidad de carga lo que resulta en una mayor interacción con las células microbianas (4).

Además las nanopartículas de plata entre 1 a 10nm de tamaño se adhieren a la superficie de la membrana celular e interfieren con el metabolismo bacteriano, como la permeabilidad y la respiración celular (23).

Se han investigado los efectos antibacterianos de numerosas estructuras a nanoescala y nanopartículas de muchos compuestos entre ellos el óxido de magnesio (MgO), el óxido de calcio (CaO), el óxido de zinc (ZnO), la plata (Ag), el óxido de cobre (CuO) y el quitosano (CS) debido a su potencial como agentes antimicrobianos (4).

Se espera que el material de obturación del conducto radicular ocupe y selle el espacio del conducto preparado a fin de evitar la recontaminación bacteriana. Una de las propiedades deseadas del sellador de conductos radiculares es la eficacia antibacteriana, que sea capaz de

eliminar las bacterias residuales dentro del sistema de conductos radiculares y prevenir la penetración de bacterias en caso de filtración coronaria o apical. Se sabe que los selladores de uso común poseen cierta actividad antibacteriana durante un período máximo de una semana, y la mayoría de ellos muestran una disminución significativa de las propiedades antibacterianas inmediatamente después de su fraguado. La adición de nanopartículas en selladores o materiales de restauración se ha intentado principalmente para lograr una menor penetración bacteriana, una mayor actividad antibacteriana dentro de los túbulos dentinarios, una mayor sustentividad de los selladores y una mayor difusión de la actividad antibacteriana (23).

Se han realizado modificaciones a los selladores de conductos radiculares para mejorar sus propiedades antimicrobianas y promover la longevidad de la terapia endodóntica. Estos esfuerzos se han centrado principalmente en la incorporación de aditivos antibacterianos como la plata o mediante la copolimerización de agentes antibacterianos como los compuestos de amonio cuaternario (4).

Halkai y col. observaron eficacia antibacteriana similar al control positivo (clorhexidina al 2%) en la aplicación de nanopartículas de plata biosintetizadas de hongos endofíticos *Fusarium semitectum* sobre la biopelícula de *Enterococcus faecalis* formada en modelo de dentina radicular (21).

Samiei y col. evaluaron las propiedades antibacterianas del MTA con y sin nanopartículas de plata mediante la técnica de difusión en agar contra *Enterococcus faecalis*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Staphylococcus aureus* y *Candida albicans*. Basado en los resultados de este estudio, la adición de nanopartículas de plata al MTA mejoró su eficacia antimicrobiana (24).

La adición de nanopartículas promueve la actividad antibacteriana del hidróxido de calcio y de otros materiales de obturación. El cemento MTA y el cemento Portland (PC) mostraron efectos antimicrobianos, y su actividad antimicrobiana mejoró significativamente al mezclarlos con diferentes concentraciones de nanopartículas de plata (22).

Jonaidi-Jafari y col. evaluaron los efectos de las nanopartículas de plata de 70 nm a diferentes concentraciones (100 ppm, 200 pm) sobre la actividad antimicrobiana de Pro-Root MTA y CEM (mezcla enriquecida con calcio) mezclados contra cinco especies de microorganismos (*Escherichia coli*, *Actinomyces*, *Streptococcus mutans*, *Candida albicans* y *Enterococcus faecalis*) a intervalos de 0, 24, 48, 72 y 96 horas de incubación. Sus resultados arrojaron que en ambas suspensiones acuosas de nanopartículas la actividad antimicrobiana del MTA era mayor que la de CEM sin haber diferencias significativas (25).

Bahador y col. evaluaron la actividad antimicrobiana del cemento endodóntico MTA en combinación con nanopartículas de plata en cultivos bacterianos de *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Fusobacterium nucleatum*, *Porphyromonas gingivalis* y *Prevotella intermedia* mediante la prueba de difusión en agar (ADT) y la prueba de inmersión encerrada en membrana (MEIT). Utilizaron AgNps de 10 nm a diferentes concentraciones (25, 12.5 y 6.25 ppm). En el estudio concluyeron que las nanopartículas pueden ser un excelente aditivo para el MTA contra patógenos anaeróbicos endodónticos-periodontales con aplicaciones clínicas para el control de infecciones en endodoncia, obteniendo los mejores resultados para las concentraciones de 25 y 12.5 ppm (26).

2.6. ENTEROCOCCUS FAECALIS

Enterococcus faecalis es una bacteria gram positiva, anaerobia facultativa. Produce varias infecciones en el humano y más comúnmente infecta el tracto urinario, el torrente sanguíneo, el tracto biliar, endocardio, meningitis, heridas por quemaduras y está asociado a infecciones de cuerpo extraño. También está asociado con infecciones endodónticas y se ha relacionado con la patología crónica periapical y casos de fracaso endodóntico(27).

Puede desarrollarse tanto en presencia como ausencia de oxígeno. Puede sobrevivir como microorganismo único o como componente de la flora. Tiene la capacidad de crecer y

sobrevivir en condiciones adversas. Puede desarrollarse en temperaturas de 10 a 45°C e incluso puede sobrevivir a 60°C por 30 minutos (28).

Enterococcus faecalis es la especie del género *Enterococcus* más común y es responsable de un 80-90% de las infecciones por enterococos en humanos (29).

Es uno de los principales microorganismos en pacientes con infección endodóntica. En conductos obturados exhibe signos de periodontitis apical crónica, *E. faecalis* es aislado entre 23 y 70% de los cultivos positivos y en ocasiones en monocultivo (30).

El biofilm formado por *E. faecalis* es capaz de resistirse a la destrucción permitiendo a la bacteria ser 1000 veces más resistente a la fagocitosis, anticuerpos y antimicrobianos que una bacteria que no produce biofilm (31).

Presenta factores de supervivencia y virulencia, entre ellos es capaz de causar mono infección, es un microorganismo oportunista capaz de resistir privación de nutrientes, utiliza el suero como fuente nutricional, penetra en los túbulos dentinarios, produce proteínas de unión al colágeno y serina proteasa alterando la respuesta del huésped, suprime la acción de linfocitos, posee enzimas líticas, citolisina, sustancias de agregación, ácidos lipoteicóicos, mantiene la homeostasis de pH debido al mecanismo de bomba de protones y es resistente a la actividad de agentes antimicrobianos debido a su capacidad de formar biofilm (31).

E. faecalis juega un papel muy importante en el fracaso endodóntico y es frecuentemente aislado del sistema de conductos radiculares. Es el responsable de la mayoría de las infecciones endodónticas por enterococos y es usualmente la única especie de *Enterococcus* aislado del conducto radicular obturado, por lo tanto es un microorganismo ampliamente utilizado en modelos experimentales para la terapia antimicrobiana (32).

3. JUSTIFICACIÓN

La desinfección quíomimecánica y la obturación tridimensional del sistema de conductos radiculares son considerados piedras angulares en el éxito del tratamiento de endodoncia. El fracaso del tratamiento endodóntico puede ser multifactorial sin embargo la persistencia de microorganismos dentro de la compleja anatomía del sistema de conductos sigue siendo la principal causa reportada.

Aún cuando la eliminación completa de todos los microorganismos es virtualmente imposible, el objetivo es reducir la concentración crítica de microorganismos y alterar las biopelículas dando oportunidad para una respuesta inmune positiva del huésped. Después de la limpieza y desinfección, los materiales de obturación endodóntica conformado por el material de núcleo que es la gutapercha y los selladores intentan sepultar a las bacterias residuales que no han sido tocadas por instrumentos, irrigantes y medicamentos intraconducto.

La obturación de conductos es considerada por algunos autores como la segunda fase del tratamiento de endodoncia y su objetivo principal es sellar el espacio de los conductos de fluidos tisulares y prevenir su reinfección. El principal material empleado como núcleo sólido para la fase de obturación endodóntica es la gutapercha la cuál cumple con algunas de las cualidades ideales de un material para obturación, entre ellas que es bien tolerada por lo tejidos, es radioopaca, es insoluble, presenta propiedades que le confieren viscoelasticidad y termoplasticidad; sin embargo, a pesar de que es posible plastificarla requiere de un cemento sellador.

Un sellador endodóntico ideal debe cumplir con ciertas propiedades físico-mecánicas, así como antimicrobianas. Si bien actualmente hay una variedad de selladores disponibles, entre los más utilizados se encuentran los de resina epoxi, éstos presentan la característica de ser irritantes para los tejidos periapicales. Surgen entonces a partir de la introducción del MTA

en 1990 los cementos biocerámicos en endodoncia los cuáles presentan buena capacidad de sellado, propiedades fisicoquímicas, pH superior a 12 que mejora las propiedades antimicrobianas, posibilidad de unión a la dentina, así como la capacidad de ser bioactivos y permitir la reparación de los tejidos periapicales. Adicional en la actualidad se han introducido cementos selladores biocerámicos a base de silicato de calcio con ventajas en su presentación como en jeringas premezcladas que tienen la ventaja de eliminar el potencial de consistencia heterogénea durante el mezclado y al presentar acarreadores no acuosos pero miscibles en agua, la pasta libre de agua no se endurecerá durante el almacenamiento en la jeringa y solo se endurecerá al exponerse a un ambiente acuoso.

La modificación de diversos materiales como selladores en endodoncia con aditivos antimicrobianos que eviten la formación de biopelículas vale la pena desde el contexto de la prevención de la reinfección. Entre ellas se ha propuesto la utilización de nanopartículas de plata. La plata es un agente antibacteriano de amplio espectro con baja citotoxicidad. Un mecanismo antimicrobiano de la plata es la capacidad de inhibir la replicación del ADN de las bacterias. Cuando se reduce a nanoescala, el área de superficie aumentada de las partículas de plata ejerce un potente efecto antibacteriano en concentraciones más bajas.

Por lo tanto el propósito de este estudio es evaluar el efecto de la adición de nanopartículas de plata sobre las propiedades físico-mecánicas de tres cementos selladores biocerámicos premezclados y determinar si mejora la eficacia antibacteriana de los mismos contra un patógeno ampliamente estudiado en endodoncia como es el *Enterococcus faecalis*.

4. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es el efecto de la adición de nanopartículas de plata en las propiedades físico-mecánicas y antimicrobianas de tres cementos selladores biocerámicos premezclados utilizados en el tratamiento endodóntico?

5. HIPÓTESIS

5.1. HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN (H_I)

La adición de nanopartículas de plata a cementos selladores biocerámicos premezclados no modifica sus propiedades físico-mecánicas y mejora su actividad antimicrobiana.

5.2. HIPÓTESIS NULA (H₀)

La adición de nanopartículas de plata a cementos selladores biocerámicos premezclados modifica sus propiedades físico-mecánicas y no mejora su actividad antimicrobiana.

6. OBJETIVOS

6.1. OBJETIVO GENERAL

Determinar el efecto de la adición de nanopartículas de plata (AgNps) a cementos selladores biocerámicos premezclados sobre sus propiedades físico-mecánicas y su actividad antimicrobiana.

6.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Sintetizar AgNps mediante el método de síntesis química.
2. Adicionar AgNps a los cementos selladores biocerámicos premezclados.
3. Evaluar la fuerza de adhesión a la dentina por tercios de los selladores con y sin AgNps.
4. Determinar el tipo de falla después de la prueba de adhesión.
5. Evaluar la susceptibilidad microbiana de los selladores biocerámicos con y sin AgNps sobre *Enterococcus faecalis*.
6. Determinar la actividad antimicrobiana de los selladores biocerámicos con y sin AgNps sobre *Enterococcus faecalis*.
7. Evaluar la rugosidad de los selladores biocerámicos con y sin AgNps.

7. MATERIALES Y MÉTODOS

7.1. LUGAR DE REALIZACIÓN

Laboratorio de Materiales I y II de la Facultad de Ciencias Campus Pedregal, Universidad Autónoma de San Luis Potosí.

7.2. TIPO DE ESTUDIO

Experimental in vitro

7.3. DISEÑO DE ESTUDIO

Transversal
Prospectivo
Analítico

7.4. TAMAÑO DE MUESTRA

La estimación del tamaño de la muestra se realizó mediante una fórmula para la estimación de la media poblacional, población infinita al 95% de nivel de confianza; con base en el estudio previo de Al-Hiyasat y col. 2019. (33).

Donde:
$$n = \left(\frac{Z_{\alpha/2} \sigma}{e} \right)^2$$

$Z_{\alpha/2}$	= se define según el N.C.
σ	= Desviación estándar
e	= Error máximo tolerable

Donde los valores en la fórmula se sustituyeron de la siguiente:

$$Z = 1.96$$

$$\sigma = 1.6$$

$$e = 5 \%$$

En la cual se obtuvo una $n=20$ por un grupo siendo un total de 120 muestras.

7.5. TIPO DE MUESTREO

El método de asignación para las muestras fue mediante un muestreo de tipo probabilístico, aleatorio simple. Los grupos de estudio se designaron de la siguiente manera:

Grupo 1. CeraSeal®

Grupo 2. CeraSeal®, + AgNps

Grupo 3. EndoSequence® BC Sealer™

Grupo 4. EndoSequence® BC Sealer™ + AgNps

Grupo 5. Bio-C® Sealer

Grupo 6. Bio-C® Sealer + AgNps

En la Tabla 1 se describen los cementos selladores utilizados en el proyecto y su composición de acuerdo con la información proporcionada por el fabricante.

Tabla 1. Composición de selladores endodónticos utilizados en el estudio.

Nombre	Fabricante	Composición
CeraSeal®	Meta Biomed Co., Cheongju, Korea	Dióxido de circonio, silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, agente espesante.
EndoSequence® BC Sealer™	Brasseler USA, Savannah, GA, EE. UU.)	Óxido de circonio, silicate de calcio, fosfato cálcico monobásico, hidróxido de calcio, agentes de carga y espesantes.
Bio-C® Sealer	Angelus, Londrina, PR, Brazil	Silicatos de calcio, aluminato de calcio, óxido de calcio, óxido de circonio, óxido de hierro, dióxido de silicio y agente dispersante.

7.6. CRITERIOS DE SELECCIÓN

7.6.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

1. Primeros y segundos premolares humanos superiores e inferiores
2. Extraídos por tratamiento ortodóncico
3. Sin tratamiento endodóntico previo
4. Sin caries
5. Sin fracturas o fisuras
6. Sin signos de reabsorción
7. Con ápice cerrado

7.6.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

1. Primeros y segundos premolares humanos superiores e inferiores con raíz menor a 15 mm
2. Con fracturas o fisuras
3. Con signos de reabsorción
4. Con tratamiento endodóntico previo
5. Presencia de dos conductos o bifurcados

7.6.3 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

1. Fractura al realizar la prueba de fuerza de adhesión
2. Contaminación de la muestra
3. Destrucción de la muestra

7.7. ASPECTOS ÉTICOS

a. Proceso de evaluación por el CEI.

El presente proyecto fue aprobado por el Comité de Ética en Investigación de la Facultad de Estomatología, UASLP con la clave **CEI-001-20190213**, la carta de deliberación se adjunta en el ANEXO 1.

b. Grado de riesgo del estudio.

Según el artículo 79 de la Ley general de salud en materia de investigación para la salud el cual consiste en evaluar el grado de riesgo de infección a que se refiere el artículo anterior, la Secretaría emitirá la norma técnica correspondiente y clasificará a los microorganismos en un nivel de riesgo II debido a que los microorganismos representan riesgo moderado para el individuo y limitado para la comunidad.

Aun así se cumplirá con el Capítulo 1 de dicha ley para asegurar la bioseguridad durante la investigación.

c. Consentimiento informado/asentimiento.

Los premolares fueron recolectados de consultorios dentales privados ubicados en la ciudad de San Luis Potosí, México.

Mediante consentimiento informado firmado por los pacientes donadores, el cual se adjunta en el ANEXO 2 de este documento.

d. Protección de datos personales y confidencialidad.

No aplica.

e. Compromiso de aplicación de las normas internacionales a los procedimientos clínicos y de laboratorio.

La Asociación Médica Mundial (AMM) ha promulgado la Declaración de Helsinki como una propuesta de principios éticos para investigación médica en seres humanos, incluida la investigación del material humano y de información identificables.

La investigación médica está sujeta a normas éticas que sirven para promover y asegurar el respeto a todos los seres humanos y para proteger su salud y sus derechos individuales. En la investigación médica, es deber del personal de salud proteger la vida, la salud, la dignidad, la integridad, el derecho a la autodeterminación, la intimidad y la confidencialidad de la información personal de las personas que participan en investigación. Por lo que se considera que el presente proyecto cumple con los requisitos éticos de investigación para seres humanos de la declaración de Helsinki.

f. NOM que apliquen para los procedimientos.

El presente proyecto cumple con todo lo relacionado al manejo de residuos, los cuales deben seguir los lineamientos de desechos de acuerdo a la NORMA Oficial Mexicana NOM-065-SSA1-1993, ya que el proyecto cumple con el apartado 4.1.1 el cual habla del manejo de residuos líquidos como los medios de cultivo utilizados para este proyecto así como el apartado 4.1.3 para residuos sólidos como los agares y las piezas dentarias.

g. Manejo de residuos biológico infecciosos y ambientales.

El proyecto cumplió con el manejo de residuos biológico infecciosos, de acuerdo con los lineamientos de la NORMA Oficial Mexicana NOM-087-ECOL-SSA1-2002, de Protección ambiental - Salud ambiental - Residuos peligrosos biológico-infecciosos - Clasificación y especificaciones de manejo.

h. Manejo de residuos metálicos

1. Se realiza una neutralización del pH de los materiales metálicos añadiendo ácido nítrico HNO_3 .
2. Posteriormente se floculan los materiales mediante agitación y de esta forma ocurra una separación de los materiales metálicos.
3. Se hace una compresión del material metálico para obtener pastillas del material.
4. Los residuos metálicos deberán ser depositados en BOLSAS AMARILLAS.
5. El material se entrega a la recolección de residuos de la UASLP particularmente al almacén químico por personal técnico (no por intendencia) previo aviso a la ext. 6685.

i. Manejo de las normas de Bioseguridad, referentes a la pandemia.

El proyecto cumple con lo relacionado al manejo de residuos, los cuales deben seguir los lineamientos de desechos de acuerdo a la NORMA Oficial Mexicana NOM-017 stps-1993 , en cuanto a las barreras de bioseguridad durante la pandemia de COVID-19.

j. Fuente de financiamiento.

El presente proyecto fue financiado parcialmente por la Beca CONAHCYT No. 661705.

k. Difusión esperada de los resultados.

Los investigadores de este estudio no presentan conflicto de intereses derivados de la pretensión de obtener beneficios económicos o encontrarse asociados con instituciones comerciales de cualquier tipo.

Se estableció que si como producto de esta investigación se genera un artículo aparecerá como primer autor la tesista (Karla Patricia Navarrete Olvera), y como segundos autores el director, co-directora y asesores (Dr. Gabriel Alejandro Martínez Castañón, Dra. Nereyda Martínez Niño). Es necesario señalar que podrán aparecer otros autores como tercer lugar, siempre y cuando tengan participación en la estructuración del artículo.

7.8. DEFINICIÓN DE VARIABLES

7.8.1. VARIABLES INDEPENDIENTES

Cemento sellador biocerámico

Definición conceptual	Es una pasta fina desarrollada para la obturación y sellado permanente durante el tratamiento endodóntico. Disponibles en jeringas premezcladas, compuestas principalmente por silicatos de calcio, no son sensibles a la humedad ni a la contaminación sanguínea. Son dimensionalmente estables y ligeramente expansibles, son insalubres lo que garantiza un sellado superior a largo plazo. Cuando fraguan su pH es superior a 12.
Definición operacional	Posterior a la preparación quimiomecánica del conducto con conos de papel sin provocar sequedad excesiva, se coloca la punta aplicadora y llena el conducto con el sellador, posteriormente se introduce el cono de gutapercha, se realiza el corte de la gutapercha a la altura deseada con instrumentos calientes seguido de compactación vertical.
Escala de medición	Categoría nominal

Nanopartículas de plata

Definición conceptual	Las nanopartículas tienen un tamaño entre 1 y 10 nanómetros y sus efectos antimicrobianos son superiores en comparación con sus contrapartes a granel debido a su mayor área de superficie y densidad de carga lo que resulta en una mayor interacción con las células microbianas.
Definición operacional	Para obtener una solución de 50 mL, se colocan 0,084935 de AgNO_3 en 100 mL de agua desionizada en un recipiente de reacción. Bajo agitación

	magnética, se agregan 10 mL de agua desionizada que contiene 0,05 g de ácido gálico a la solución de Ag ⁺ . Después de la adición de ácido gálico, el valor del pH de la solución se ajusta a 11 usando una solución de NaOH. Las nanopartículas producidas se caracterizan mediante espectroscopia UV-VIS y DLS.
Escala de medición	Categórica nominal

7.8.2. VARIABLES IDEPENDIENTES

Fuerza de adhesión del cemento sellador

Definición conceptual	En un sellador de conductos se define como la capacidad para adherirse a la dentina del conducto radicular y promover la adhesión del cono de gutapercha entre sí y con la dentina, evaluada mediante la resistencia al cizallamiento definida como la carga necesaria para producir una fractura en la interfase de unión entre dos materiales cuando se aplican fuerzas paralelas se sentido contrario.
Definición operacional	Se induce una carga vertical la cual se aplica en dirección de apical a coronal mediante una máquina universal de pruebas, a una velocidad de 1 mm/minuto. Se determina la falla de unión en Newton (N).
Escala de medición	Continua de razón

Tipo de falla

Definición conceptual	Se puede designar de acuerdo con los tres tipos siguientes: falla adhesiva cuando no queda material de obturación en la pared del conducto
------------------------------	--

	radicular, falla cohesiva en la cual hay material de obturación presente en toda la pared del conducto radicular y falla mixta donde el material de obturación se presenta a parches en la pared del conducto radicular.
Definición operacional	Después de la prueba de expulsión se evalúa mediante observación directa de la pared del conducto radicular mediante microscopio estereoscópico.
Escala de medición	Categoría nominal.

Susceptibilidad microbiana

Definición conceptual	La susceptibilidad de las bacterias a un antimicrobiano implica que los aislamientos son inhibidos por la concentración generalmente alcanzable del agente antimicrobiano en el sitio de la infección cuando se utiliza la dosis recomendada.
Definición operacional	Determinada a través de la prueba estandarizada de difusión en disco de Kirby-Bauer. El organismo patógeno se cultiva en agar Mueller-Hinton en presencia de discos de papel estériles impregnados con antimicrobianos. La presencia o ausencia de crecimiento alrededor de los discos es una medida indirecta de la capacidad de ese compuesto para inhibir ese microorganismo, los cuales se miden a través de halos de inhibición en milímetros
Escala de medición	Continúa de razón

Actividad antimicrobiana

Definición conceptual	Es la capacidad que presenta un compuesto para inhibir el aumento de una población bacteriana o para eliminarla, y que se puede expresar cuantitativamente con pruebas in vitro.
------------------------------	--

Definición operacional	Evaluada mediante el método de microdilución estándar, que determina la concentración mínima inhibitoria (MIC) y la concentración mínima bactericida (MBC), basado en el método CLSI.
Escala de medición	Continúa de razón

Rugosidad

Definición conceptual	La rugosidad es el conjunto de irregularidades que posee una superficie. La mayor o menor rugosidad de una superficie depende de su acabado superficial.
Definición operacional	Por medio de microscopía de fuerza atómica (AFM) se puede obtener imágenes y medir la topografía de superficies en alta resolución. El análisis se realiza mediante una sonda la cual es capaz de acercarse o retraerse de la superficie. El análisis de las curvas durante la retracción puede proporcionar información sobre las propiedades del material, como elasticidad, dureza mientras la punta todavía está en contacto íntimo con la superficie, así como información sobre las fuerzas adhesivas mientras se retrae.
Escala de medición	Continúa de razón

7.9. FASE EXPERIMENTAL

7.9.1 SÍNTESIS QUÍMICA DE NANOPARTÍCULAS DE PLATA

Para obtener una solución de 50 mL de nanopartículas de plata, se colocó un total 0.084935 g de nitrato de plata (AgNO_3) (Fermont, Monterrey, México) 0.001 M en un recipiente de reacción de 100 mL. Bajo agitación magnética (PC-420D Corning) a temperatura ambiente, se añadieron a la solución de Ag^+ 50 mL de agua desionizada que contenía 0.05 g de ácido gálico (Sigma-Aldrich, San Luis, Misuri, EE. UU.). Posterior a la adición del ácido gálico, el valor de pH de la solución se ajustó a 11 usando una solución de 3.0 M de NaOH (Sigma-Aldrich, San Luis, Misuri, EE. UU.) (Fig. 1).

Las nanopartículas preparadas se caracterizaron por espectroscopia UV-VIS (GENESYS 10S UV-Vis v4.006, Madison, Wisconsin, EE. UU.), así como análisis de dispersión luminosa dinámica DLS (Anton Paar, Litesizer DLS 500, Graz, Austria),).

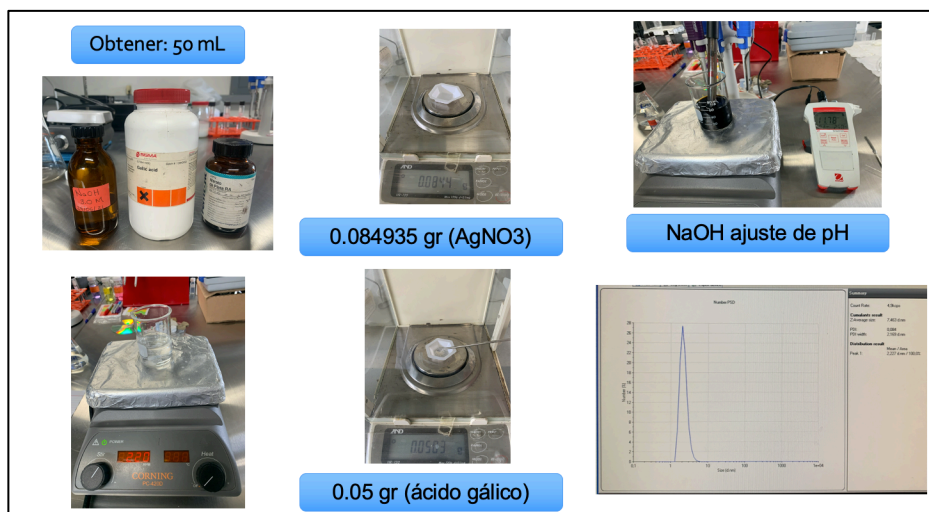


Figura 1. Síntesis química de nanopartículas de plata.

7.9.2 FUERZA DE ADHESIÓN

Los 120 premolares que cumplieran con los criterios de inclusión previamente descritos se mantuvieron en solución fisiológica estéril hasta su uso. Una vez seleccionados se eliminó el tejido orgánico mediante curetas Gracey (Hu-Friedy, Chicago, EE. UU.) y el tejido inorgánico mediante baño ultrasónico (Biosonic UC-50, Coltene/Whaledent, Inc., Altstätten, Swiss) con EDTA al 17% durante 4 minutos, seguido de NaOCI al 5.25% durante 4 minutos, y un ciclo final de 4 minutos con agua destilada; posteriormente se esterilizaron en autoclave a 121°C, 15 lb de presión durante 20 minutos, y se mantuvieron en solución salina estéril hasta su uso (34).

En la Figura 2 se puede observar el proceso por el cual se realizó la estandarización de las piezas dentales, se decoronaron a 15 mm, previamente se midieron con una regla de dedo endodóntica y se realizó una marca a través de la cual se realizó la sección con disco de diamante 0.1 mm y un micromotor de baja velocidad e irrigación abundante.

Con las piezas dentales ya estandarizadas se realizó patencia apical del conducto con lima tipo K #10 (Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, EE. UU.), y se estableció longitud de trabajo a 1 mm del foramen apical. La instrumentación manual se realizó con limas tipo K #10 y #15 (Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, EE. UU.), posteriormente se realizó instrumentación rotatoria con el sistema Protaper Next (Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, EE. UU.) hasta la lima X3 alternando con irrigación de 2 mL de hipoclorito de sodio al 5.25% entre cada lima, mediante una jeringa hipodérmica de 5mL y aguja Endo-Eze calibre 27 G (Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, EE. UU.).

Posteriormente se realizó el protocolo de irrigación final con 2 mL de hipoclorito de sodio al 5.25% y 5 mL de EDTA al 17%, el secado de los conductos se realizó con puntas de papel #40 (Meta Biomed Co., Cheongju, Korea) (Fig.2).

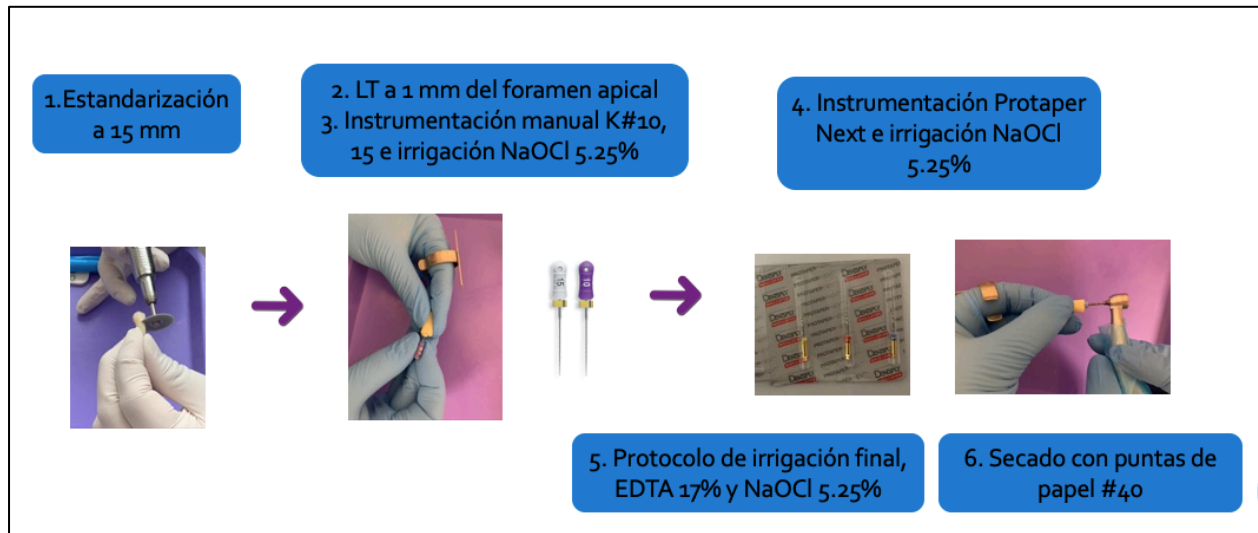


Figura 2. Protocolo de estandarización e instrumentación biomecánica de las muestras.

La obturación se realizó con la técnica de cono único mediante gutapercha estandarizada del sistema Protaper Next X3 (Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, EE. UU.). Se realizó una toma radiográfica del cono maestro, posteriormente se llevó cada uno de los diferentes selladores al conducto mediante la punta dispensadora del sellador, el cono maestro también fue embebido en sellador hasta alcanzar la longitud de trabajo previamente establecida.

Para los grupos experimentales del sellador en combinación con nanopartículas de plata la concentración se estableció a 535 ppm, por 1 mL de cemento se adicionaron con micropipeta 10 1 μ L de la solución de nanopartículas (Fig. 3).

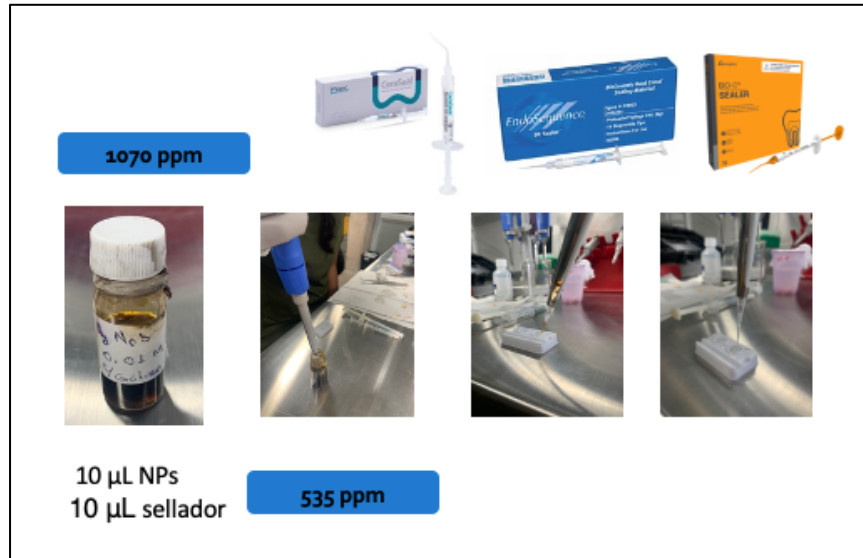


Figura 3. Preparación de los selladores endodónticos adicionados con nanopartículas de plata.

Después de la obturación se realizó el corte del exceso de gutapercha con un compactador caliente FM (Meta Biomed Co., Cheongju, Korea.) y se realizó compactación vertical mediante un compactador 50/90 (B&L Biotech, Inc., Northern Virginia, EE. UU). Como fase final se tomó una radiografía de control para evaluar la obturación final.

Las muestras se mantuvieron bajo incubación a $36 \pm 1^\circ\text{C}$ y 100% de humedad por 48 horas. Pasado el tiempo de incubación se obtuvieron de cada muestra tres secciones de 2 mm \pm 0.1 de espesor mediante disco de diamante 0.1 mm y un micromotor de baja velocidad, la cuales correspondían al tercio cervical, medio y apical de cada diente (Fig. 4).

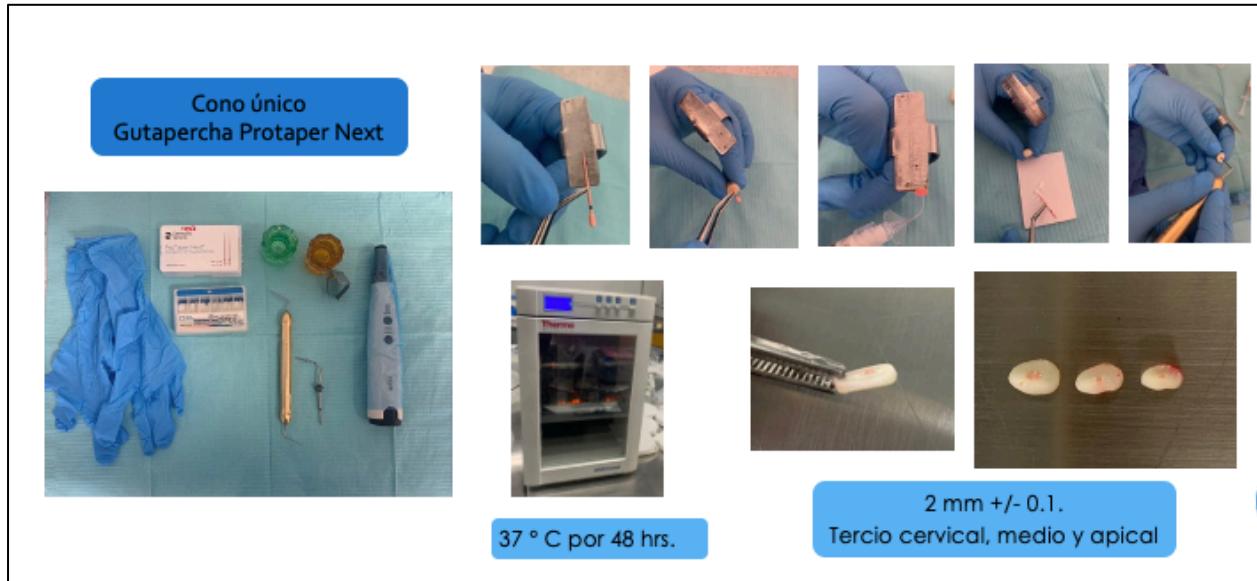


Figura 4. Protocolo de obturación e incubación de las muestras.

Para la medición de la resistencia al cizallamiento las muestras se colocaron sobre la losa de metal de la Máquina Universal de pruebas (Multitest 1-d/Mecmesin, West Sussex, United Kingdom), la cual contenía una ranura central para permitir un movimiento libre de un compactador endodóntico de calibre 0.04 (Meta Biomed Co., Cheongju, Korea) adaptado a un aditamento metálico. La carga vertical se aplicó en dirección de apical a coronal a una velocidad constante 1 mm/min, la punta del compactador se colocó centrada para contactar solo con el material de obturación (Fig. 5). La carga máxima aplicada al material de obturación antes del desalojo se registró en Newton (N). Para expresar la resistencia de la unión en megapascales (MPa), la carga registrada en Newton (N) se dividió por el área de la pared del conducto en mm². Mediante la siguiente fórmula (35):

$$\text{Fuerza de unión (Mpa)} = \text{Fuerza de desalojo (N)} / \text{Área de superficie adherida (mm}^2\text{)}.$$

$$\text{Donde, área de la interfaz adherida (sq / mm)} = 2\pi rh$$

$\pi = 3,1416$, $r =$ radio del conducto radicular y $h =$ grosor del corte de dentina en milímetros.

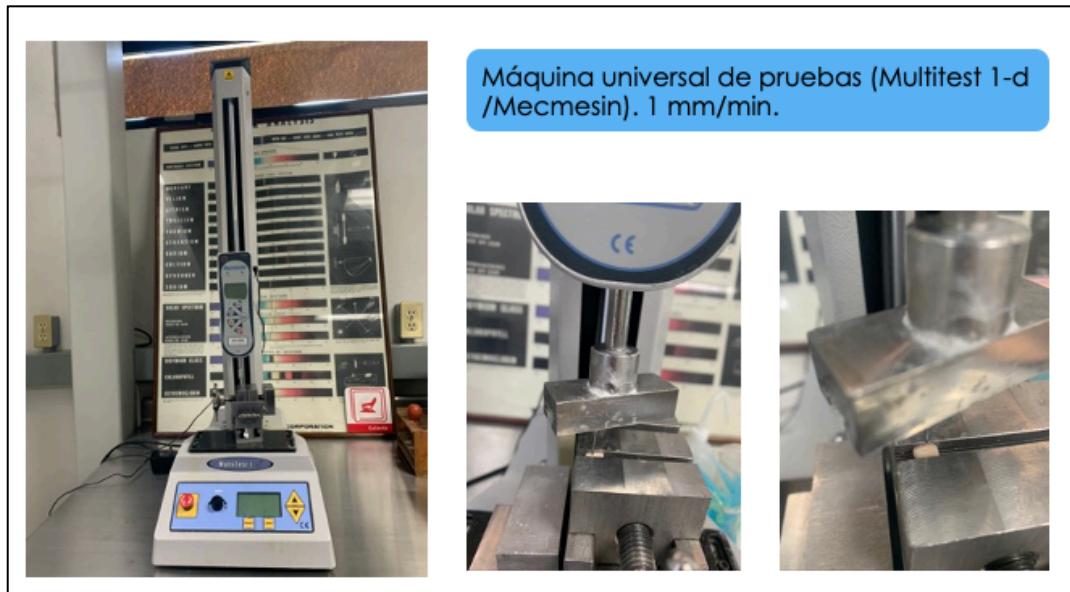


Figura 5. Prueba de fuerza de adhesión mediante el uso de la Máquina Universal de pruebas.

7.9.3 EVALUACIÓN DE PATRONES DE FALLA

Inmediatamente después de la prueba de expulsión, las secciones de la cada raíz se examinaron con microscopio estereoscópico (Luxeo 4Z Labomed Inc., Los Angeles, EE. UU.) a un aumento de 35X para determinar el tipo de falla. Los tipos de falla se definieron de la siguiente manera (Fig. 6):

- (1) Cohesiva: la falla estaba completamente dentro del material (material presente en toda la pared del conducto).
- (2) Adhesivo: la falla se produjo en la interfaz material / dentina (no queda material en la pared del conducto).
- (3) Falla mixta: que es la combinación de los dos modos de falla (material en parches en la pared del conducto).

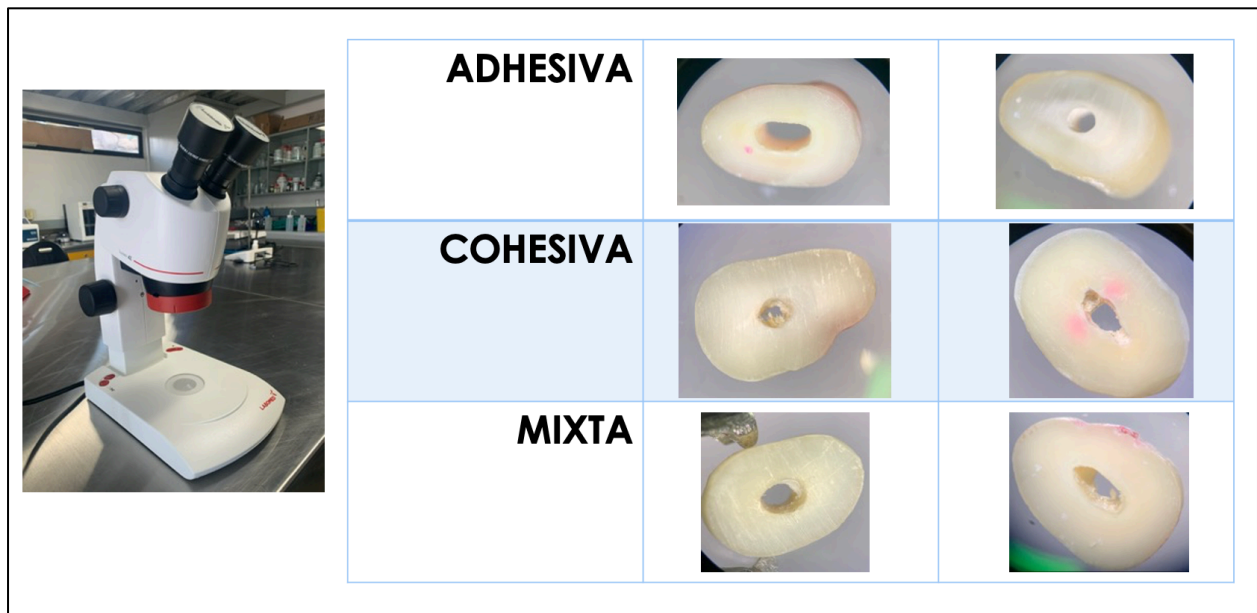


Figura 6. Determinación del tipo de falla mediante microscopio estereoscópico.

7.9.4 RUGOSIDAD SUPERFICIAL

Para todos los grupos de selladores con y sin AgNps, se colocó 1 mL del sellador en un portaobjetos y se incubó a 36 ± 1 °C y 100 % de humedad durante 48 horas antes de la prueba. Para la evaluación de la rugosidad de la superficie se seleccionaron tres puntos diferentes en las muestras mediante la utilización de microscopio de fuerza atómica (AFM) (Nanosurf Easy Scan 2, SPM Electronics, Liestal, Suiza).

Los valores utilizados por la sonda fueron a una constante de resorte de 0.1 N/m, a una frecuencia de resonancia de 28 kHz; a longitud de 225 μm ; ancho medio de 28 μm ; espesor de 1 μm ; altura de la punta 14 μm y radio menor a 10 nm. Previo a la prueba se realizó una calibración del equipo con una rejilla de óxido de silicio sobre un sustrato de silicón (Nanosurf AG, CH-4410, SPM Electronics, Liestal, Suiza) con una periodicidad XY de 10 μm y una altura Z de 119 nm. Mediante el software Nanosurf Easy Scan 2 (versión 1.6) se realizó la medición de los parámetros del AFM. La rugosidad de la superficie se cuantificó utilizando S_a (promedio de rugosidad), que representa la media aritmética de los valores absolutos del perfil de la superficie escaneada, S_y (altura picovalle), que representa el valor promedio absoluto de las alturas de los cinco picos de perfil más

alto y las profundidades de los cinco valles de perfil más profundos dentro de la longitud de muestreo en la superficie escaneada (Fig. 7).

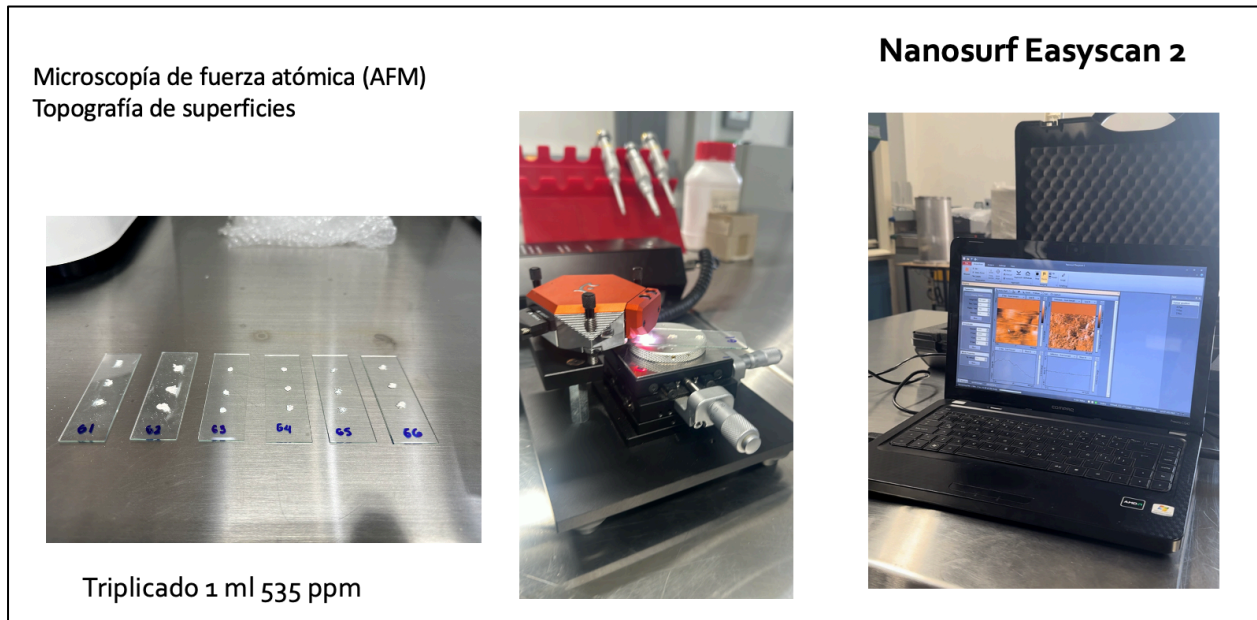


Figura 7. Prueba de rugosidad superficial mediante AFM.

7.9.5 PRUEBA DE DIFUSIÓN DEL DISCO

Se utilizaron placas de Petri con agar Mueller-Hinton (M-H) y la cepa analizada fue *Enterococcus faecalis* (ATCC 29212). El inóculo se preparó en la escala de McFarland (0.05) a una concentración de 10^8 UFC/mL. La superficie de cada placa se frotó en tres direcciones con el inóculo de la cepa ensayada, seguido de la colocación de discos de papel de filtro previamente esterilizados e impregnados con cada grupo de selladores frescos, todos estos procedimientos fueron realizados bajo campana de flujo laminar. Después de 24 horas de incubación a $36 \pm 1^\circ\text{C}$ el diámetro de la de los halos de inhibición se midieron en mm mediante un vernier calibrado (Fig. 8).



Figura 8. Prueba de difusión en disco.

7.9.6 MÉTODO DE MICRODILUCIÓN EN PLACA

El método se realizó de acuerdo con el Instituto de Estándares Clínicos y de Laboratorio (CLSI), que determina la Concentración Mínima Bactericida (CBM) y la que determina la Concentración Mínima Inhibitoria (CBI) (36). La cepa ensayada fue *Enterococcus faecalis* (ATCC 29212) previamente inoculada en agar BHI (Infusión Cerebro Corazón).

Previo a la prueba se prepararon 250 mL de caldo Mueller-Hinton, agar Mueller-Hinton, 100 mL de cloruro de sodio (.85 g) y 100 mL de fosfato de sodio (.086 g) y fosfato de potasio (0.2358 g). Utilizando la escala de McFarland, se preparó el inóculo en cloruro de sodio estéril, la concentración bacteriana se estandarizó a una densidad óptica de 0.2 a 0.215 nm (aproximadamente 1×10^8 UFC/mL).

Para la preparación de los grupos con sellador (G1, G3, G4) se diluyeron 0.1 g de cemento en 500 μ L de cloruro de sodio estéril y para los grupos de sellador adicionados con AgNps se diluyeron

0.1 grde cemento, 500 μ L de cloruro de sodio estéril y 0.5 μ L de AgNps a una concentración de 535 ppm, así como un control positivo de AgNps a 535 ppm. Las muestras en dispersión se diluyeron con 50 μ L de caldo Mueller-Hinton y se cultivaron 50 μ L de tampón fosfato inoculado con la cepa analizada a una concentración de 1×10^5 UFC/mL durante 24 horas $36 \pm 1^\circ\text{C}$.

La concentración mínima inhibitoria (MIC) fue evaluada por examinación visual, sin embargo, debido a que el cemento presenta una consistencia densa no permitió visualizar adecuadamente en todos los pozos la turbidez, por lo tanto, se decidió realizar en los grupos 1 a 6 el sembrado de las concentraciones de 1×10^5 UFC /mL hasta 1×10^9 UFC/mL a fin de evaluar la concentración mínima bactericida (MIB) después de 24 h de incubación a $36 \pm 1^\circ\text{C}$ (Fig. 9).

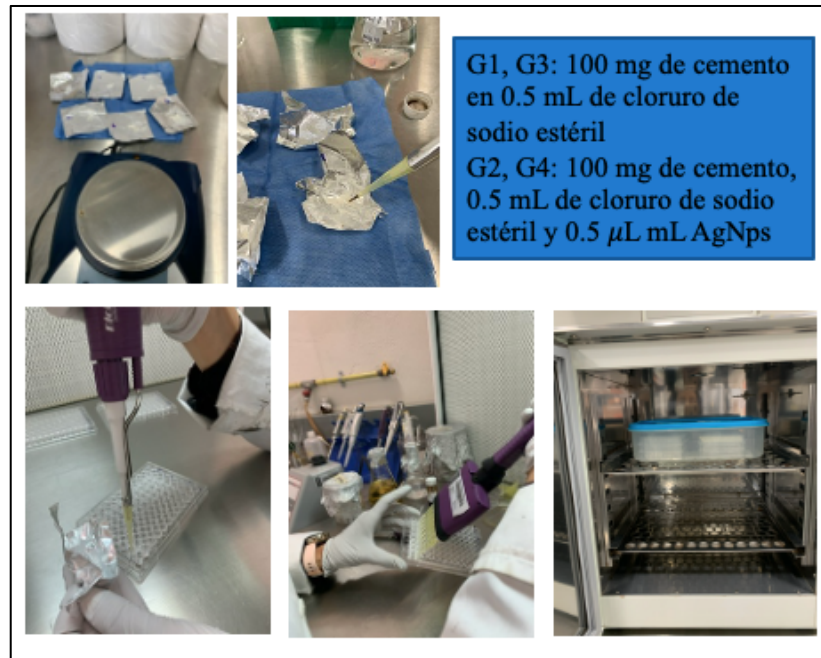


Figura 9. Prueba de microdilución para determinar Concentración mínima bactericida.

7.10 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el programa JMP, versión 10.0 (SAS Institute, Cary, Carolina del Norte, EE. UU.). Se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para determinar la distribución de la normalidad. Para la prueba de adhesión las diferencias entre grupos fueron analizados con la prueba no paramétrica Kruskal-Wallis y para el análisis por grupos y por tercios con la prueba U-Mann-Whitney. Los resultados del promedio de rugosidad con la con la prueba T de Student para muestras independientes. Para las pruebas de difusión en disco y el método de microdilución se utilizó U-Mann-Whitney. La significación estadística se estableció con un valor $p < 0.05$.

8. RESULTADOS

8.1 SÍNTESIS DE NANOPARTÍCULAS DE PLATA

Como se puede apreciar en la Figura 10, las AgNps preparadas mostraron una morfología de tipo esférica de acuerdo con la microscopía electrónica de transmisión (Figura 10 a) y un diámetro promedio de 5.02 nm (Figura 10 b); el diámetro hidrodinámico obtenido mediante el análisis DLS fue de 5.6 nm con un máximo de resonancia de plasmón superficial a 405 nm que confirma su identidad.

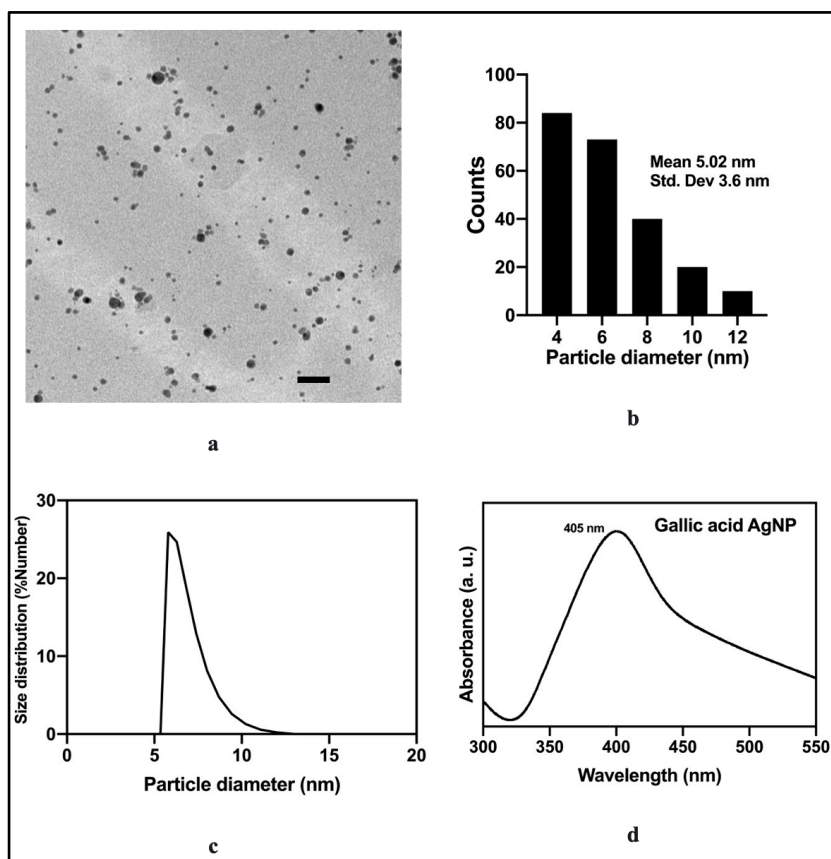


Figura 10. a) Micrografía obtenida por MET. b) Distribución del tamaño de partículas obtenidas de la imagen TEM (se contaron 175 partículas); c) Diámetro hidrodinámico, y d) Espectros de resonancia de plasmones superficiales.

8.2 FUERZA DE ADHESIÓN

De acuerdo con los resultados de las pruebas estadísticas, a nivel de tercio cervical no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los selladores endodónticos adicionados con y sin AgNps ($p > 0,05$) como se presenta en la Tabla 2, por tanto, podemos inferir que a este tercio no hay cambios en la adhesión de los selladores adicionados con AgNps.

Tabla 2. Fuerza de adhesión en Megapascuales (MPa) reportada en tercio cervical.

Grupos	Media \pm DS	<i>p</i>
G1 CeraSeal	8.52 \pm 2.82	
G2 CeraSeal+AgNps	6.66 \pm 3.63	0.128
G3 EndoSeq	4.75 \pm 2.27	
G4 EndoSeq+AgNps	3.62 \pm 1.75	0.648
G5 Bio-C Sealer	2.35 \pm 0.91	
G6 Bio-C Sealer+AgNps	2.68 \pm 1.56	0.997

La prueba U de Mann-Whitney fue utilizada para el análisis estadístico. Endoseq: EndoSequence BC Sealer; AgNps: Nanopartículas de plata. $p < 0.05$.

Los resultados para la fuerza de adhesión en el tercio medio se presentan en la Tabla 3, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre G1 vs. G2 así como en G5 vs. G6 ($p > 0.05$); sin embargo, se observó una disminución estadísticamente significativa en la fuerza de adhesión entre G3 vs. G4 ($p < 0,05$), lo cual puede ser atribuible a la variabilidad anatómica entre muestras a pesar los criterios de selección establecidos.

Tabla 3. Fuerza de adhesión en Megapascales (MPa) reportada en el tercio medio.

Grupos	Media ± DS	<i>p</i>
G1 CeraSeal	14.92 ± 4.79	
G2 CeraSeal+AgNps	14.11 ± 5.44	0.983
G3 EndoSeq	11.32 ± 3.68	
G4 EndoSeq+AgNps	6.73 ± 2.89	0.002
G5 Bio-C Sealer	4.51 ± 2.41	
G6 Bio-C Sealer+AgNps	4.28 ± 2.01	0.998

La prueba U de Mann-Whitney fue utilizada para el análisis estadístico. Endoseq: EndoSequence BC Sealer; AgNps: Nanopartículas de plata. $p < 0.05$.

Los resultados de la prueba de adhesión en el tercio apical se presentan en la Tabla 4, la prueba no mostró diferencia estadísticamente significativa entre selladores endodónticos adicionados con o sin AgNps ($p > 0,05$).

Tabla 4. Fuerza de adhesión en Megapascales (MPa) reportada en el tercio apical.

Grupos	Media ± DS	<i>p</i>
G1 CeraSeal	45.36 ± 13.81	
G2 CeraSeal+AgNps	49.26 ± 14.28	0.960
G3 EndoSeq	40.47 ± 13.77	
G4 EndoSeq+AgNps	34.34 ± 16.63	0.772
G5 Bio-C Sealer	13.71 ± 7.69	
G6 Bio-C Sealer+AgNps	14.25 ± 6.74	0.998

La prueba U de Mann-Whitney fue utilizada para el análisis estadístico. Endoseq: EndoSequence BC Sealer; AgNps: Nanopartículas de plata. $p < 0.05$

8.3 PATRONES DE FALLA

En la Tabla 5 se presenta un resumen del tipo de falla y su frecuencia para los grupos de estudio por tercio.

Tabla 5. Tipo de falla, número de muestra y (%) para los grupos de estudio por tercio.

Grupos	n	Adhesiva (%)	Cohesiva (%)	Mixta (%)
G1 CeraSeal				
Cervical	20	2 (10%)	3 (15%)	15 (75%)
Medio	20	1 (5%)	5 (25%)	14 (70%)
Apical	20	0	13 (65%)	7 (35%)
G2 CeraSeal + AgNps				
Cervical	20	1 (5%)	11 (55%)	8 (40%)
Medio	20	0	17 (85%)	3 (15%)
Apical	20	0	16 (80%)	4 (20%)
G3 EndoSequence BC Sealer				
Cervical	20	0	9 (45%)	11 (55%)
Medio	20	0	15 (75%)	5 (25%)
Apical	20	0	16 (80%)	4 (20%)
G4 Endoseq + AgNps				
Cervical	20	0	7 (35%)	13 (65%)
Medio	20	0	7 (35%)	13 (65%)
Apical	20	0	14 (70%)	6 (30%)

G5 Bio-C Sealer				
Cervical	20	0	4 (20%)	16 (80%)
Medio	20	0	9 (45%)	11 (55%)
Apical	20	0	15 (75%)	5 (25%)
G6 Bio-C Sealer + AgNps				
Cervical	20	0	12 (55%)	8 (40%)
Medio	20	0	16 (85%)	4 (15%)
Apical	20	0	19 (95%)	1 (5%)

La frecuencia y porcentaje del tipo de falla en el tercio cervical se presenta en la Figura 11. Para los grupos sin AgNps G1, G3 y G5, el tipo de falla más prevalente fue la mixta con 75%, 55% y 80% respectivamente. Para los grupos de selladores adicionados con AgNps G2 y G6 la más frecuente fue la falla cohesiva con un 55% para ambos, mientras que en el G4 la falla de tipo mixta fue el más prevalente con un 65%.

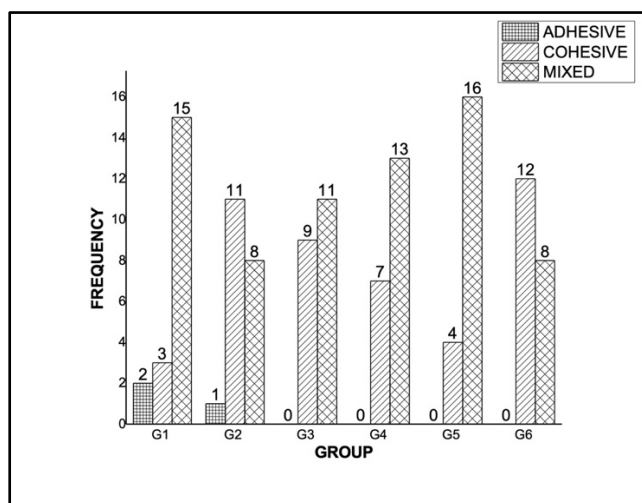


Figura 11. Frecuencia del tipo de falla en el tercio cervical de los grupos de estudio.

Los resultados para el tipo de falla en el tercio medio se presentan en la Figura 12. Para los grupos sin AgNps G1 y G5 el tipo de falla más prevalente fue la mixta con 70% y 55% respectivamente.

Para el G3 la más frecuente fue la falla cohesiva con un 75%. Para los grupos con AgNps G2 y G6 la más frecuente fue la falla cohesiva con un 85% para ambos grupos, mientras que en el G4 la falla mixta fue el más prevalente con un 65%.

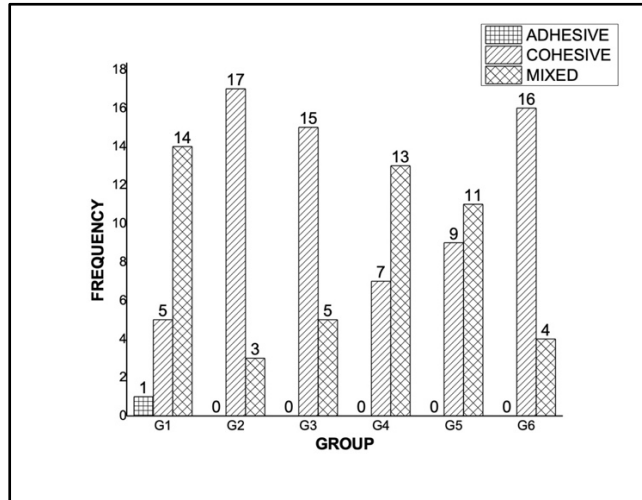


Figura 12. Frecuencia del tipo de falla en el tercio medio de los grupos de estudio.

Los resultados de la frecuencia del tipo de falla en el tercio apical se presentan en la Figura 13. Para todos los grupos la más prevalente fue la falla de tipo cohesiva.

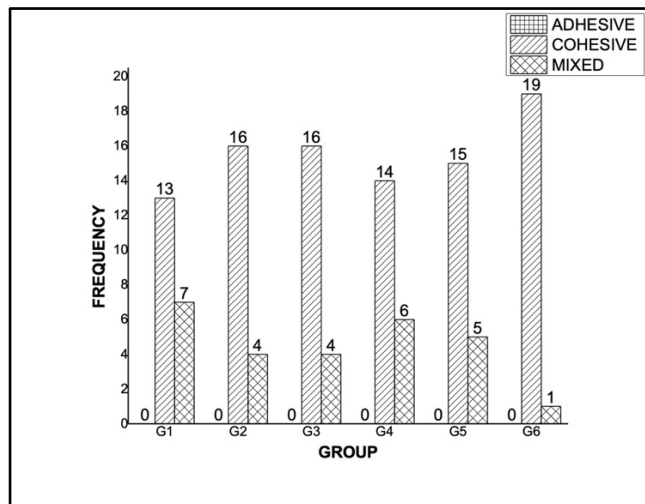


Figura 13. Frecuencia del tipo de falla en el tercio apical de los grupos de estudio.

8.4 RUGOSIDAD SUPERFICIAL

Los valores de la media de rugosidad de la superficie de los selladores probados se presentan en la Tabla 6. Además, en la Figura 14 se muestran imágenes de microscopía de fuerza atómica en 3D de la rugosidad de la superficie entre los grupos. El análisis estadístico mostró que los parámetros Sa y Sy, cuando AgNps fueron agregados, no mostraron diferencia estadísticamente significativa en comparación con los grupos sin AgNps ($p > 0.05$). Los valores de rugosidad más bajos (Sa y Sy) en los grupos con AgNps se observaron en el CeraSeal® y el valor de rugosidad superficial más alto se encontró en el grupo EndoSequence® BC Sealer™ sin diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 6. Valores de rugosidad superficial en nm para Sa y Sy de los grupos de selladores probados con y sin AgNps.

Grupo	Sa		Sy	
	Media \pm DE	<i>p</i>	Media \pm DE	<i>p</i>
G1 CeraSeal	4.17 \pm 0.87		38.91 \pm 5.62	
G2 CeraSeal + AgNps	3.41 \pm 1.01	0.723	36.10 \pm 4.40	0.599
G3 EndoSeq	4.86 \pm 0.27		39.28 \pm 1.96	
G4 EndoSeq + AgNps	4.66 \pm 0.71	0.118	38.21 \pm 2.66	0.556
G5 Bio-C Sealer	4.21 \pm 0.31		40.90 \pm 4.1	
G5 Bio-C Sealer + AgNps	4.53 \pm 0.41	0.438	43.92 \pm 8.7	0.332

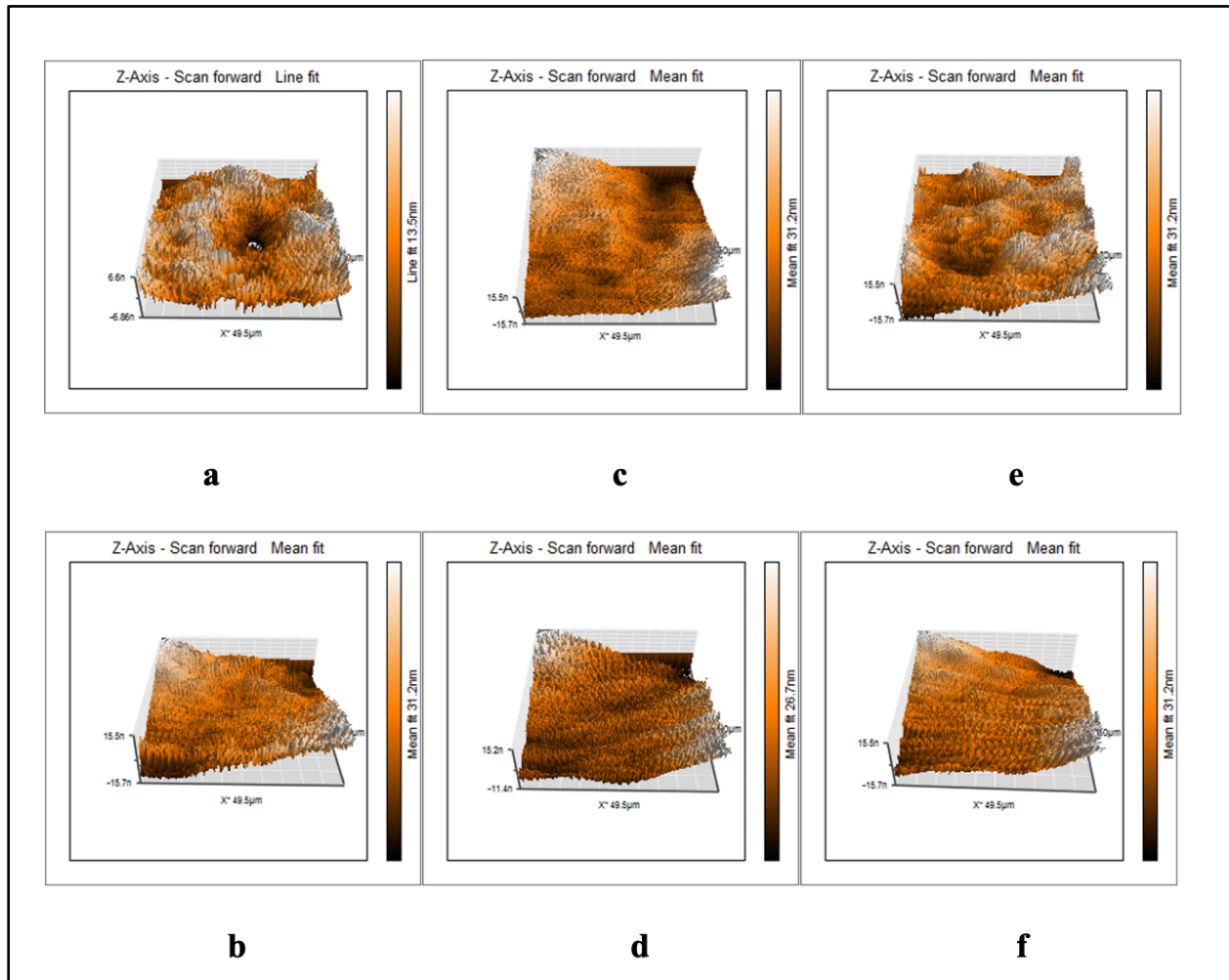


Figura 14. Imágenes de microscopía de fuerza atómica en 3D. a) G1 CeraSeal®; b) G2 CeraSeal® + AgNps; c) G3 EndoSequence® BC SealerTM; d) G4 EndoSequence® BC SealerTM + AgNps; e) G5 Bio-C® Sealer y f) G6 Bio-C® Sealer + AgNps.

8.5 PRUEBA DE DIFUSIÓN EN DISCO

En la Tabla 7 se muestran los valores de la media de los halos de inhibición en milímetros para cada grupo de estudio. En el análisis de la susceptibilidad microbiana entre los selladores endodónticos adicionados con y sin AgNps, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre grupos AgNps ($p > 0.05$).

Tabla 7. Áreas de inhibición bacteriana de los selladores endodónticos en comparación con selladores adicionados con AgNps contra *Enterococcus faecalis*.

Grupos	Media ± DE	p
G1 CeraSeal	17.76 ± 0.80	
G2 CeraSeal+AgNps	16.56 ± 1.62	0.275
G3 EndoSeq	16.36 ± 1.46	
G4 EndoSeq+AgNps	20.9 ± 3.65	0.127
G5 Bio-C Sealer	15.36 ± 2.11	
G5 Bio-C Sealer+AgNps	17.06 ± 2.80	0.376
AgNps (535 µg/mL) †	14.20 ± 1.30	

Todos los valores está expresados en milímetros. †Grupo control.

8.6 MÉTODO DE MICRODILUCIÓN EN PLACA

Todos los grupos experimentales mostraron un valor más bajo o igual de concentración mínima inhibitoria (CMB) comparado con el grupo control positivo. La adición de AgNps al EndoSequence BC Sealer aumentó la actividad antibacteriana ya que la CMB fue menor comparado tanto con el EndoSequence BC Sealer sin AgNps y el grupo control positivo (8.35 µg mL⁻¹). En el caso del CeraSeal la CMB requerida fue mayor cuando se adicionaron las AgNps sin embargo fue menor comparada con el grupo control positivo de 133.7 µg mL⁻¹ y 267.5 µg mL⁻¹ respectivamente.

Los valores de CMB se muestran en la Tabla 8. La adición de AgNps al sellador biocerámico mejoró la inhibición del crecimiento bacteriano en Endosequence BC Sealer™ y Bio-C Sealer (p < 0.05), pero no para el cemento CeraSeal®.

Tabla 8. Valores de concentración mínima bacteridica (CMB) contra *Enterococcus faecalis* de los grupos de estudio.

Grupos	µg/mL	<i>p</i>
G1 CeraSeal	133.75 ± 0.00	
G2 CeraSeal + AgNps	133.75 ± 0.00	1.000
G3 EndoSeq	267.50 ± 0.00	
G4 EndoSeq + AgNps	8.35 ± 0.00	0.025
G5 Bio-C Sealer	535.00 ± 0.00	
G5 Bio-C Sealer + AgNps	267.50 ± 0.00	0.025
AgNPs (535 µg/mL) †	267.50 ± 0.00	

†Grupo control.

9. DISCUSIÓN

A pesar de los esfuerzos y avances tecnológicos, en la actualidad ningún protocolo de limpieza y desinfección quimiomecánica permite la erradicación total de las bacterias causantes de patología dentro del sistema de conductos radiculares (37).

La resolución completa de la periodontitis apical (PA) después del tratamiento inicial o el retratamiento oscila entre el 74% y el 86% y la funcionalidad con el tiempo en el 91%-97% de los casos (38,39). La etiología de la PA está bien establecida y los microorganismos implicados son el principal factor causal (40).

La obturación del sistema de conductos se ha descrito como el componente más crítico del tratamiento endodóntico para sellar y aislar del conducto irritantes que pueden persistir después de la limpieza y la conformación (41,42). Además de prevenir la entrada de fluidos bucales, atrapar bacterias residuales, privarlas de nutrientes y proporcionar un sello apical [4,7].

Una de las etapas fundamentales en el tratamiento endodóntico tras la instrumentación e irrigación es la obturación tridimensional del sistema de conductos, para lo cual se ha utilizado tradicionalmente la gutapercha como material de núcleo, sin embargo ésta carece de adhesión a la pared del dentinaria del conducto y se hace necesario la utilización de un cemento sellador. Los selladores endodónticos ayudan a minimizar las filtraciones de fluidos desde cavidad oral así como de la zona periapical al conducto radicular, proporcionan actividad antimicrobiana al reducir el potencial de bacterias residuales que pueden resisitir la terapia endodóntica y además que promuevan la resolución de la lesión periapical. Por lo tanto, se les ha incorporado agentes antimicrobianos para mejorar su eficacia (41,42,43).

Debido al aumento de la resistencia bacteriana en los procedimientos endodónticos, ha aumentado la investigación sobre la actividad antibacteriana de las nanopartículas de plata (44). Se ha demostrado que en bajas concentraciones la plata coloidal no es tóxica para las células humanas (45).

Las nanopartículas de plata se han incorporado a biomateriales para prevenir o reducir la formación de biopelículas bacterianas. Debido a la mayor relación superficie/volumen y al pequeño tamaño

de las partículas, presentan además una excelente acción antimicrobiana sin afectar las propiedades mecánicas de los materiales (46).

Los iones de plata entregados por las nanopartículas de plata a las bacterias promueven la lisis bacteriana a través de la inhibición de la replicación del ADN bacteriano así como interactuar con procesos metabólicos de respiración celular (47,48).

La eficacia de las nanopartículas de plata contra *Enterococcus faecalis* ya ha sido previamente reportada en endodoncia para la desinfección como irrigante intraconducto así como medicamento entre sesiones (46,49). Se ha propuesto además agregar nanopartículas en los selladores endodónticos para aumentar la actividad antibacteriana, la sustentividad y la difusión dentro de los túbulos dentinarios (50,51).

Samei y col. informaron la efectividad antimicrobiana de la incorporación de nanopartículas de plata en el cemento mineral trióxido agregado (MTA) contra *Enterococcus faecalis* (24).

De manera similar, Jonaidi-Jafari y col. evaluaron el efecto antibacteriano de diferentes concentraciones de nanopartículas de plata en Pro-Root MTA y del cemento enriquecido con calcio (CEM) contra diferentes cepas, incluida *Enterococcus faecalis*, sus resultados determinaron que la adición de bajos porcentajes nanopartículas de plata a MTA y CEM puede ser una alternativa para aumentar los efectos antimicrobianos de éstos cementos (25).

Históricamente, se han utilizado dos ensayos diferentes para probar las propiedades antimicrobianas de los selladores: la prueba de difusión en agar (ADT) y la prueba de contacto directo (DCT) (52).

La prueba de difusión en agar (ADT) solía ser el método más comúnmente aplicado para evaluar la actividad antimicrobiana de los selladores endodónticos. Sin embargo, hoy en día las limitaciones de este método son bien conocidas. No es probable que los resultados obtenidos reflejen el verdadero potencial antimicrobiano de los diversos selladores o agentes desinfectantes (53). Además de la influencia de la solubilidad y la difusión del material dentro del medio (54).

En el presente estudio, la prueba de difusión en agar no tuvo el éxito esperado en la evaluación de la actividad antibacteriana debido a que los selladores se infiltraron en el sustrato de agar,

ocultando así las zonas de inhibición. El tamaño de la inhibición en placas de agar puede verse afectado por muchos factores, dependiendo de la toxicidad de la sustancia para las bacterias y la difusibilidad de un agente en función de su hidrofiliidad o hidrofobicidad, tamaño y tasa de liberación de absorción de la matriz insoluble a la que está unida (55). Además podemos atribuir otras desventajas como el pH del sustrato, el período de incubación, la sensibilidad y la capacidad de difusión del material los cuales pueden tener un impacto en la actividad antimicrobiana de los materiales de prueba en las placas de agar.

Weiss y col. introdujeron por primera vez una prueba de contacto directo (DCT), que evita muchos de los problemas de la prueba ADT, para evaluar el efecto antimicrobiano de los selladores endodónticos y los materiales de obturación apical. La prueba es un ensayo cuantitativo y reproducible que permite probar materiales insolubles y se puede utilizar en entornos estandarizados (52,53).

La ventaja de las pruebas de contacto directo sobre la prueba de difusión en agar es que son independientes de las propiedades de difusión del material y el medio probados. Se utilizan diluciones en serie de una solución para determinar la concentración mínima bactericida (MBC) de material (56).

Una limitación de este estudio es que se realizó sobre bacterias planctónicas. Está bien establecido que las infecciones endodónticas persistentes están mediadas por biofilm (57,58). A pesar de la eficacia antibacteriana de las AgNPs en endodoncia (59,60) el presente estudio deja como perspectiva más estudios para evaluar el efecto antimicrobiano de selladores biocerámicos adicionados con nanopartículas de plata sobre biofilm intra y extra radicular. En resumen, los resultados obtenidos con la prueba MBC nos permitieron corroborar que tanto para Endosequence BC Sealer™ como para B Bio-C® Sealer, la adición de las AgNPs mejora la actividad antimicrobiana ya que se requiere una menor cantidad de sellador para lograr la eliminación de *E. faecalis*.

La fuerza de unión por empuje (PBOT) es considerada una prueba que determina el grado de resistencia adhesiva de un material de obturación cuando se aplica a la dentina del conducto

radicular; esta prueba muestra una mejor evaluación de la fuerza de la unión que las pruebas de cizalla convencionales (61).

La fuerza de la unión es una propiedad importante, ya que minimiza el riesgo de que el material de obturación se expulse durante las fuerzas de condensación, lo que puede provocar reinfección y fracaso en el tratamiento endodóntico (62).

En el presente estudio, los seis grupos analizados exhibieron diferentes fuerzas de adhesión a la dentina; sin embargo, no hubo diferencias estadísticamente significativas cuando se adicionaron nanopartículas de plata, excepto para el sellador Endosequence BC Sealer™ en el tercio medio, lo que podemos atribuir a la anatomía dental interna de los conductos, ya que la conicidad no es constante a lo largo del trayecto de conductos y que además los conductos radiculares pueden adoptar una forma ovalada y no circular; por lo tanto, podemos inferir que las nanopartículas no afectan la propiedad física de fuerza de adhesión de los selladores biocerámicos probados en el ensayo experimental.

Kharouf y col. evaluaron las propiedades antibacterianas y fisicoquímicas de dos selladores biocerámicos. Determinaron la resistencia a la unión a la dentina y no encontraron diferencias significativas entre BioRoot y CeraSeal®, después de 24 horas, lo que coincide con el presente estudio para CeraSeal® en el tercio apical (63).

Respecto a la resistencia a la expulsión, en nuestro estudio Bio-C® Sealer exhibió la menor adhesión registrada en MPa en todos los tercios con o sin nanopartículas de plata, lo cual que coincide con el estudio de Frassetto y col. siendo menos resistente a la adhesión que Sealer Plus BC (64).

Hiyasat y col. informaron la fuerza de adhesión del sellador TotalFill con una técnica de cono único, en nuestro estudio en el tercio medio en CeraSeal®, CeraSeal® + AgNPs, EndoSequence® BC Sealer™ y Endosequence BC Sealer™ +AgNPs fue mayor que la fuerza reportada por el estudio anterior. En cuanto al tipo de falla, la de tipo mixta fue la más predominante seguida de la cohesiva y la adhesiva menos prevalente, de manera semejante a nuestro estudio (65).

Retana-Lobo y col. reportan en su investigación una fuerza máxima de resistencia adhesiva a la expulsión para EndoSequence® BC Sealer™ con y sin obturación de gutapercha menor a la reportada por nosotros, siendo en el presente para todos los tercios la fuerza de adhesión mayor

para este sellador; contrario a nuestro estudio reportan que la falla adhesiva fue la más frecuente, podemos inferir que estas diferencias pueden deberse a que la metodología y el tipo de muestra utilizados fueron diferentes a los utilizados en nuestro estudio (66).

En cuanto a la prueba de rugosidad superficial se utilizó microscopía de fuerza atómica ya que es un método que permite obtener imágenes y medir la topografía de las superficies en alta resolución (67).

La rugosidad ya ha sido evaluada previamente para materiales de restauración dental. Se ha sugerido que las superficies rugosas de la cavidad bucal acumulan entre 2 y 3 veces más bacterias en comparación con las superficies lisas, cuando la rugosidad superficial de una restauración es menor a 1 μm se produce una superficie reflectante debido a la longitud de onda de la luz visible (68).

La rugosidad de la superficie influye en la adhesión bacteriana, y cuanto mayor sea la rugosidad de la superficie puede provocar una mayor acumulación bacteriana. La rugosidad crítica para aumentar la adhesión bacteriana es 0,2 μm (69,70).

Kharouf y col. evaluaron la rugosidad de dos selladores biocerámicos AH Plus Bioceramic y Well-Root ST en comparación con un sellador a base de resina AH Plus sin encontrar diferencias estadísticamente significativas entre los dos selladores biocerámicos (71). De manera similar, en el presente estudio no hubo diferencias estadísticamente significativas en la rugosidad superficial entre los grupos con y sin AgNP.

10. CONCLUSIÓN

Dentro de las limitaciones de este estudio in vitro, es prometedora la incorporación de AgNPs a selladores biocerámicos endodónticos para mejorar la actividad antimicrobiana contra patógenos endodónticos como *E. faecalis* sin afectar propiedades físico- mecánicas, como la fuerza de unión a la dentina y la rugosidad de la superficie; sin embargo, se requieren más estudios para futuras aplicaciones clínicas.

En el estudio la incorporación de AgNPS para mejorar la actividad antimicrobiana de selladores endodónticos biocerámicos sin afectar propiedades físico- mecánicas, permitió obtener materiales estables por lo que se aceptó la hipótesis nula.

En resumen, en la presente investigación los resultados obtenidos con la prueba CMB nos permitieron corroborar que tanto para EndoSequence® BC Sealer™ como para Bio-C® Sealer la adición del AgNPS mejora la actividad antimicrobiana ya que se requiere una menor cantidad de sellador para lograr la eliminación de *E. faecalis* un patógeno endodóntico ampliamente reportado como el principal microorganismo presente en casos de periodontitis apical persistente.

11. REFERENCIAS

1. Tomson RME, Polycarpou N, Tomson PL. Contemporary obturation of the root canal system. *Br Dent J* [Internet]. 2014;216(6):315–22. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1038/sj.bdj.2014.205>
2. Li GH, Niu LN, Zhang W, Olsen M, De-Deus G, Eid AA, et al. Ability of new obturation materials to improve the seal of the root canal system: A review. *Acta Biomater* [Internet]. 2014;10(3):1050–63. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2013.11.015>
3. Ree M, Schwartz R. Clinical applications of premixed bioceramic materials in endodontics. *Endo-Endodontic Pract Today*. 2015;9(2):111–27.
4. Baras BH, Melo MAS, Thumbigere-Math V, Tay FR, Fouad AF, Oates TW, et al. Novel bioactive and therapeutic root canal sealers with antibacterial and remineralization properties. *Materials (Basel)*. 2020;13(5).
5. Debelian G, Trope M. The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *G Ital Endod* [Internet]. 2016;30(2):70–80. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gien.2016.09.001>
6. Munitić MS, Peričić TP, Utrobičić A, Bago I, Puljak L. Antimicrobial efficacy of commercially available endodontic bioceramic root canal sealers: A systematic review. *PLoS One*. 2019;14(10):1–20.
7. Al-Hiyasat AS, Alfirjani SA. The effect of obturation techniques on the push-out bond strength of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Dent* [Internet]. 2019;89(July):103169. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.07.007>
8. Kebudi Benezra M, Schembri Wismayer P, Camilleri J. Interfacial Characteristics and Cytocompatibility of Hydraulic Sealer Cements. *J Endod* [Internet]. 2018;44(6):1007–17. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.11.011>
9. Komabayashi T. Comprehensive review of current endodontic sealers. *Dent Mater J*. 2020;
10. Trope M, Bunes A, Debelian G. Root filling materials and techniques: bioceramics a new hope? *Endod Top*. 2015;32(1):86–96.

11. Al-Haddad A, Aziz ZACA. Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review. *Int J Biomater*. 2016;2016(May).
12. Prüllage RK, Urban K, Schäfer E, Dammaschke T. Material Properties of a Tricalcium Silicate-containing, a Mineral Trioxide Aggregate-containing, and an Epoxy Resin-based Root Canal Sealer. *J Endod*. 2016;42(12):1784–8.
13. Jafari F, Jafari S. Composition and physicochemical properties of calcium silicate based sealers: A review article. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(10):e1249–55.
14. Silva EJ, Perez R, Valentim RM, Belladonna FG, De-Deus GA, Lima IC, et al. Dissolution, dislocation and dimensional changes of endodontic sealers after a solubility challenge: a micro-CT approach. *Int Endod J*. 2017;50(4):407–14.
15. López-García S, Myong-Hyun B, Lozano A, García-Bernal D, Forner L, Llana C, et al. Cytocompatibility, bioactivity potential, and ion release of three premixed calcium silicate-based sealers. *Clin Oral Investig*. 2020;24(5):1749–59.
16. Kim Y, Kim BS, Kim YM, Lee D, Kim SY. The penetration ability of calcium silicate root canal sealers into dentinal tubules compared to conventional resin-based sealer: A confocal laser scanning microscopy study. *Materials (Basel)*. 2019;12(3).
17. Loushine BA, Bryan TE, Looney SW, Gillen BM, Loushine RJ, Weller RN, et al. Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Endod* [Internet]. 2011;37(5):673–7. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2011.01.003>
18. López-García S, Pecci-Lloret MR, Guerrero-Gironés J, Pecci-Lloret MP, Lozano A, Llana C, et al. Comparative cytocompatibility and mineralization potential of Bio-C sealer and totalfill BC sealer. *Materials (Basel)*. 2019;12(19):1–12.
19. Bapat RA, Chaubal T V., Joshi CP, Bapat PR, Choudhury H, Pandey M, et al. An overview of application of silver nanoparticles for biomaterials in dentistry. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2018;91(2017):881–98. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2018.05.069>
20. Abbasi E, Milani M, Aval SF, Kouhi M, Akbarzadeh A, Nasrabadi HT, et al. Silver nanoparticles: Synthesis methods, bio-applications and properties. *Crit Rev Microbiol*. 2016;42(2):173–80.

21. Kiran Rahul Halkai JAM, Shivanna V, Rathod V, Halkai R. Antibacterial Efficacy of Biosynthesized Silver Nanoparticles against *Enterococcus faecalis* Biofilm: An in vitro Study. *Contemp Clin Dent*. 2018;9(September):237–41.
22. Song W, Ge S. Application of antimicrobial nanoparticles in dentistry. *Molecules*. 2019;24(6):1–15.
23. Shrestha A, Kishen A. Antibacterial Nanoparticles in Endodontics: A Review. *J Endod*. 2016;42(10):1417–26.
24. Samiei M, Aghazadeh M, Lotfi M, Shakoei S, Aghazadeh Z, Vahid Pakdel SM. Antimicrobial efficacy of mineral trioxide aggregate with and without silver nanoparticles. *Iran Endod J*. 2013;8(4):166–70.
25. Jonaidi-Jafari N, Izadi M, Javidi P. The effects of silver nanoparticles on antimicrobial activity of ProRoot mineral trioxide aggregate (MTA) and calcium enriched mixture (CEM). *J Clin Exp Dent*. 2016;8(1):e22–6.
26. Bahador A, Pourakbari B, Bolhari B, Hashemi FB. In vitro evaluation of the antimicrobial activity of nanosilver-mineral trioxide aggregate against frequent anaerobic oral pathogens by a membrane-enclosed immersion test. *Biomed J*. 2015;38(1):77–83.
27. Khalifa L, Brosh Y, Gelman D, Copenhagen-Glazer S, Beyth S, Poradosu-Cohen R, et al. Targeting *Enterococcus faecalis* biofilms with phage therapy. *Appl Environ Microbiol*. 2015;81(8):2696–705.
28. Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ, Owatz CB. *Enterococcus faecalis*: Its role in root canal treatment failure and current concepts in retreatment. *J Endod*. 2006;32(2):93–8.
29. Jamal A, Mohamed DB. Biofilm formation by enterococci. *J Med Microbiol*. 2007;56:1581–1588.
30. Mallick R, Mohanty S, Behera S, Sarangi P, Nanda S, Satapathy SK. *Enterococcus faecalis*: A resistant microbe in endodontics. *Int J Contemp Dent Med Rev*. 2014;2014:1–2.
31. Usha HL, Kaiwar A MD. Biofilm In Endodontics: New Understanding To An Old Problem. *Int J Contemp Dent*. 2010;
32. Dunny GM, Hancock LE SN. Enterococcal Biofilm Structure and Role in Colonization and

- Disease. Bost Massachusetts Eye Ear Infirm. 2014.
33. Al-Hiyasat AS, Alfirjani SA. The effect of obturation techniques on the push-out bond strength of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Dent*. 2019 Oct;89:103169.
 34. Haapasalo M, Orstavik D. In vitro infection and disinfection of dentinal tubules *J Dent Res* 1987. 66 (8): 1375-9.
 35. Nikhade, P, Kela S, Chandak M, Chandwani N, Adwani F. Comparative Evaluation of Push-Out Bond Strength Of Calcium Silicate Based Materials : An Ex-Vivo Study *J Dent Med Sci*. 2016;15(11):65–8.
 36. P. A. Wayne, “CLSI. Performance Standards for Antimicrobial Susceptibility Testing; Twenty-Fifth Informational Supplement,” CLSI Document M100-S25, Clinical and Laboratory Standards Institute, 2015.
 37. Kharouf N, Arntz Y, Eid A, Zghal J, Sauro S, Haikel Y, Mancino D. Physicochemical and Antibacterial Properties of Novel, Premixed Calcium Silicate-Based Sealer Compared to Powder-Liquid Bioceramic Sealer. *J Clin Med*. 2020 Sep 25;9(10):3096. doi: 10.3390/jcm9103096. PMID: 32992852.
 38. Pirani C, Camilleri J. Effectiveness of root canal filling materials and techniques for treatment of apical periodontitis: A systematic review. *Int Endod J*. 2023 Oct;56 Suppl 3:436-454. doi: 10.1111/iej.13787.
 39. Ordinola-Zapata R, Noblett WC, Perez-Ron A, Ye Z, Vera J. Present status and future directions of intracanal medicaments. *Int Endod J*. 2022 May;55 Suppl 3(Suppl 3):613-636. doi: 10.1111/iej.13731.
 40. Siqueira JF Jr, Rôças IN. Present status and future directions: Microbiology of endodontic infections. *Int Endod J*. 2022 May;55 Suppl 3:512-530. doi: 10.1111/iej.13677.
 41. Gasner NS, Brizuela M. Endodontic Materials Used To Fill Root Canals. 2023 Mar 19. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan–. PMID: 36508541.
 42. Marconi DF, da Silva GS, Weissheimer T, Silva IA, Só GB, Jahnke LT, Skupien JA, Só MVR, da Rosa RA. Influence of the root canal filling technique on the success rate of primary

- endodontic treatments: a systematic review. *Restor Dent Endod.* 2022 Oct 11;47(4):e40. doi: 10.5395/rde.2022.47.e40.
43. Dalmia Swati, Gaikwad Abhidnya, Samuel Roshan, Aher Gayatri, Gulve Meenal KS. Antimicrobial Efficacy of Different Endodontic Sealers against *Enterococcus faecalis*: An In vitro Study. *Int Soc Prev Communit Dent [Internet].* 2018;8:104–9. Available from: www.jispcd.org.
 44. Ma J, Li K, Gu S. Selective strategies for antibacterial regulation of nanomaterials. *RSC Adv.* 2022 Feb 9;12(8):4852-4864. doi: 10.1039/d1ra08996j.
 45. Martínez-Castañón, GA, Nino-Martinez N, Martinez-Gutierrez F, Martínez-Mendoza JR, Ruiz F. Synthesis and antibacterial activity of silver nanoparticles with different sizes. *Journal of nanoparticle research.* 2008;10, 1343-1348.
 46. Abbasi E, Milani M, Fekri Aval S, Kouhi M, Akbarzadeh A, Tayefi Nasrabadi H, Nikasa P, Joo SW, Hanifehpour Y, Nejati-Koshki K, Samiei M. Silver nanoparticles: Synthesis methods, bio-applications and properties. *Crit Rev Microbiol.* 2016;42(2):173-80. doi: 10.3109/1040841X.2014.912200.
 47. Husain S, Nandi A, Simnani FZ, Saha U, Ghosh A, Sinha A, Sahay A, Samal SK, Panda PK, Verma SK. Emerging Trends in Advanced Translational Applications of Silver Nanoparticles: A Progressing Dawn of Nanotechnology. *J Funct Biomater.* 2023 Jan 14;14(1):47. doi: 10.3390/jfb14010047.
 48. Haghgoo R, Ahmadvand M, Nyakan M, Jafari M. Antimicrobial Efficacy of Mixtures of Nanosilver and Zinc Oxide Eugenol against *Enterococcus faecalis*. *J Contemp Dent Pract.* 2017 Mar 1;18(3):177-181.
 49. Kiran Rahul Halkai JAM, Shivanna V, Rathod V, Halkai R. Antibacterial Efficacy of Biosynthesized Silver Nanoparticles against *Enterococcus faecalis* Biofilm: An in vitro Study. *Contemp Clin Dent.* 2018;9(September):237–41.
 50. Shrestha A, Kishen A. Antibacterial Nanoparticles in Endodontics: A Review. *J Endod.* 2016 Oct;42(10):1417-26. doi: 10.1016/j.joen.2016.05.021.
 51. Oncu A, Huang Y, Amasya G, Sevimay FS, Orhan K, Celikten B. Silver nanoparticles in endodontics: recent developments and applications. *Restor Dent Endod.* 2021 Jul

- 1;46(3):e38. doi: 10.5395/rde.2021.46.e38.
52. Baer J, Maki JS. In vitro evaluation of the antimicrobial effect of three endodontic sealers mixed with amoxicillin. *J Endod*. 2010 Jul;36(7):1170-3. doi: 10.1016/j.joen.2010.03.033. Epub 2010 May 13. PMID: 20630292.
53. Zhang, H., Shen, Y., Ruse, N. D., & Haapasalo, M. (2009). Antibacterial Activity of Endodontic Sealers by Modified Direct Contact Test Against *Enterococcus faecalis*. *Journal of Endodontics*, 35(7), 1051–1055. doi:10.1016/j.joen.2009.04.022.
54. Faria-Júnior NB, Tanomaru-Filho M, Berbert FL, Guerreiro-Tanomaru JM. Antibiofilm activity, pH and solubility of endodontic sealers. *Int Endod J*. 2013 Aug;46(8):755-62. doi: 10.1111/iej.12055. Epub 2013 Feb 26. PMID: 23441819.ç
55. Huang TH, Chen CL, Hung CJ, Kao CT. Comparison of antibacterial activities of root-end filling materials by an agar diffusion assay and Alamar blue assay. *J Dent Sci*. 2012;7(4):336–341.
56. Parvekar P, Palaskar J, Metgud S, Maria R, Dutta S. The minimum inhibitory concentration (MIC) and minimum bactericidal concentration (MBC) of silver nanoparticles against *Staphylococcus aureus*. *Biomater Investig Dent*. 2020 Jul 23;7(1):105-109. doi: 10.1080/26415275.2020.1796674.
57. Wang Z, Shen Y, Haapasalo M. Antimicrobial and Antibiofilm Properties of Bioceramic Materials in Endodontics. *Materials (Basel)*. 2021 Dec 10;14(24):7594. doi: 10.3390/ma14247594.
58. Garg A, Mala K, Kamath PM. Biofilm models in endodontics-A narrative review. *J Conserv Dent*. 2021 Jan-Feb;24(1):2-9. doi: 10.4103/JCD.JCD_621_20.
59. Bhandi S, Mehta D, Mashyakhy M, Chohan H, Testarelli L, Thomas J, Dhillon H, Raj AT, Madapusi Balaji T, Varadarajan S, Patil S. Antimicrobial Efficacy of Silver Nanoparticles as Root Canal Irrigant's: A Systematic Review. *J Clin Med*. 2021 Mar 10;10(6):1152. doi: 10.3390/jcm10061152.
60. Capuano N, Amato A, Dell'Annunziata F, Giordano F, Folliero V, Di Spirito F, More PR, De Filippis A, Martina S, Amato M, Galdiero M, Iandolo A, Franci G. Nanoparticles and Their Antibacterial Application in Endodontics. *Antibiotics (Basel)*. 2023 Dec 1;12(12):1690.

doi: 10.3390/antibiotics12121690.


61. Dem K, Wu Y, Kaminga AC, Dai Z, Cao X, Zhu B. The push out bond strength of polydimethylsiloxane endodontic sealers to dentin. *BMC Oral Health*. 2019 Aug 8;19(1):181. doi: 10.1186/s12903-019-0867-5. PMID: 31395103; PMCID: PMC6686527.
62. Nikhade, P, Kela S, Chandak M, Chandwani N, Adwani F. Comparative Evaluation of Push-Out Bond Strength Of Calcium Silicate Based Materials : An Ex-Vivo Study . *J Dent Med Sci*. 2016;15(11):65–8.
63. Kharouf N, Arntz Y, Eid A, Zghal J, Sauro S, Haikel Y, Mancino D. Physicochemical and Antibacterial Properties of Novel, Premixed Calcium Silicate-Based Sealer Compared to Powder-Liquid Bioceramic Sealer. *J Clin Med*. 2020 Sep 25;9(10):3096. doi: 10.3390/jcm9103096.
64. Frassetto KS, Piasecki L, Kowalczyk A, Carneiro E, Westphalen VPD, Neto UXDS. Effect of Different Root Canal Drying Protocols on the Bond Strength of Two Bioceramic Sealers. *Eur J Dent*. 2023 Oct;17(4):1229-1234. doi: 10.1055/s-0042-1758807. Epub 2022 Dec 19. PMID: 36535659; PMCID: PMC10756819.
65. Al-Hiyasat AS, Alfirjani SA. The effect of obturation techniques on the push-out bond strength of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Dent [Internet]*. 2019;89(July):103169. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.07.007>.
66. Retana-Lobo C, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, Benavides-García M, Hernández-Meza E, Reyes-Carmona J. Push-Out Bond Strength, Characterization, and Ion Release of Premixed and Powder-Liquid Bioceramic Sealers with or without Gutta-Percha. *Scanning*. 2021 May 6;2021:6617930. doi: 10.1155/2021/6617930. PMID: 34040690; PMCID: PMC8121597.
67. Do Prado M, de Assis DF, Gomes BP, Simão RA. Adhesion of resin-based sealers to dentine: an atomic force microscopy study. *Int Endod J*. 2014 Nov;47(11):1052-7. doi: 10.1111/iej.12247. Epub 2014 Feb 13. PMID: 24397248.
68. Kılıç V, Gök A. Effect of different polishing systems on the surface roughness of various bulk-fill and nano-filled resin-based composites: An atomic force microscopy and scanning electron microscopy study. *Microsc Res Tech*. 2021;1–10.

<https://doi.org/10.1002/jemt.2376>.

69. Mühlemann S, Bernini JM, Sener B, Hämmerle CH, Özcan M. Effect of aging on stained monolithic resin-ceramic CAD/CAM materials: quantitative and qualitative analysis of surface roughness. *J Prosthodont*. 2019; 28(2), e563-e571.
70. Dos Santos PH, Pavan S, Suzuki TYU, Briso ALF, Assunção WG, Sinhoreti MAC, Consani S. Effect of fluid resins on the surface roughness and topography of resin composite restorations analyzed by atomic force microscope. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011; 4(3), 433-439.
71. Kharouf N, Sauro S, Eid A, Zghal J, Jmal H, Seck A, Macaluso V, Addiego F, Inchingolo F, Affolter-Zbaraszczyk C, Meyer F, Haikel Y, Mancino D. Physicochemical and Mechanical Properties of Premixed Calcium Silicate and Resin Sealers. *J Funct Biomater*. 2022 Dec 23;14(1):9. doi: 10.3390/jfb14010009. PMID: 36662056; PMCID: PMC9866383.

ANEXO A

APROBACIÓN DEL COMITÉ DE ÉTICA



San Luis Potosí, S.L.P. 1 DE DICIEMBRE DE 2022

M.E. Karla Patricia Navarrete Olvera
Doctorado Institucional de Ingeniería y Ciencias de Materiales
Facultad de Ingeniería, UASLP
PRESENTE

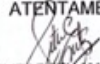
Por este conducto me dirijo a Usted en referencia a su trabajo de investigación titulado *"Evaluación de las propiedades físico-mecánicas y antimicrobianas de tres cementos selladores biocerámicos premezclados adicionados con nanopartículas de plata"* Asignado con la clave: **CEI-FE-093-022**.

Dicho trabajo fue evaluado en los **aspectos del marco ético-legal y bioseguridad** por los miembros del H. Comité de Ética en Investigación: M. en C. Ana María Guadalupe González Amaro, Dra. Yolanda Hernández Molinar, Dra. Norma Verónica Zavala Alonso, Dra. Claudia Edith Dávila Pérez, Dra. Rita Elizabeth Martínez Martínez, Dr. José Arturo Garrocho Rangel, Dr. Alan Martínez Zumarán y Dr. Víctor Mario Fierro Serna. De dicha evaluación y de forma colegiada, el Comité ha dictaminado que su protocolo de investigación es **APROBADO POR UNANIMIDAD** pudiendo llevarlo a cabo en los tiempos que Usted ha considerado necesarios para la ejecución del mismo.

El Comité de Ética en Investigación de la Facultad de Estomatología se rige con la clave **CONBIOÉTICA-24-CEI-001-20190213** de acuerdo con las directrices nacionales para la integración y funcionamiento de los Comités de Ética e Investigación emitidas por la Comisión Nacional de Bioética (CONBIOÉTICA).

Le solicitamos nos haga llegar los informes correspondientes del avance de su proyecto de investigación, así como un informe final para nuestro archivo, recordándole además que este proyecto podrá ser monitoreado por este Comité.

ATENTAMENTE


DRA. RITA ELIZABETH MARTÍNEZ MARTÍNEZ
H. COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN

www.uaslp.mx

Av. Dr. Manuel Piña 2
Zona Universitaria • CP 76290
San Luis Potosí, S.L.P., México
tel. +52 (446) 826 2300
ext. 6114 y 1125
(446) 813 9143, 834 7652, 73 y 25
invest@estomatologia.uaslp.mx
estominvest@uaslp.mx

ANEXO B

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA/FACULTAD DE INGENIERÍA



CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA DONACIÓN DE DIENTES PARA INVESTIGACIÓN EN ODONTOLOGÍA

Donación de dientes premolares superiores e inferiores para uso en investigación.

Se le invita a donar dientes (premolares superiores e inferiores) provenientes de extracciones realizadas por motivos ortodónticos los cuales previamente su especialista le ha explicado como parte del diagnóstico y plan de tratamiento establecido, con el fin de ser utilizados en el proyecto de investigación titulado *“Evaluación de las propiedades físico-mecánicas y antimicrobianas de tres cementos selladores biocerámicos premezclados adicionados con nanopartículas de plata”* el cuál será realizado por la tesista Karla Patricia Navarrete Olvera bajo la dirección de los doctores: Dr. Gabriel Alejandro Martínez Castañón y Dra. Nereida Niño Martínez.

Antes de decidir sobre su participación, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Siéntase con la libertad para consultar sobre cualquier aspecto para ayudarle a decidir, despejando sus dudas al respecto. Una vez que haya leído este documento y si usted desea donar su diente (s), entonces se le pedirá que firme esta forma de consentimiento, del se le entregará una copia con firma y fecha.

Justificación

La donación de dientes premolares extraídos por motivos ortodónticos no pone en riesgo su salud, ni interfiere con el diagnóstico o tratamiento que se le vaya a realizar y que previamente su ortodoncista le ha explicado. Por norma, los dientes después de ser extraídos, se desechan e incineran de la siguiente manera: al finalizar la cirugía se colocan en una bolsa amarilla la cual es recolectada y llevada a incinerar por empresas especializadas en el manejo de Residuos Peligrosos Biológico Infeccioso (RBPI). La donación para investigación antes de su eliminación- incineración es muy importante, ya que con estos dientes es posible probar materiales dentales lo que llevará a obtención de nuevas terapias y mejora en las técnicas específicamente en este proyecto en el área de endodoncia.

Beneficios

La información obtenida de la investigación que se realiza se utiliza para mejorar la terapia endodóntica. Usted no recibirá un beneficio directo o inmediato, pero la información que se obtenga ayudará al desarrollo de nuevos métodos. Asimismo, los datos obtenidos pueden ser publicados o difundidos con fines científicos.

Procedimientos

El procedimiento que le explicó su ortodoncista no se verá afectado de ningún modo. Los dientes serán colocados en solución salina o fisiológica.

Aclaraciones

La decisión de donar su diente (s) es completamente voluntaria.

No habrá consecuencia alguna en caso de no aceptar.

No tendrá que hacer gasto alguno derivado de la donación.

La participación en este proyecto no implica l servicio dental gratuito o ningún tipo de apoyo para su tratamiento dental.

De tener cualquier duda relacionada con el procedimiento de este estudio, usted puede comunicarse con M.E. Karla Patricia Navarrete Olvera al teléfono: 444 427 1407.

Marque con una X, el cuadro que corresponda:

No quiero donar mi diente (s) para investigación y es mi deseo sea desechado..

Dono mi diente y autorizo que esta sea almacenado indefinidamente.

He leído la información, o se me ha leído. He tenido la oportunidad de hacer todas las cuestiones y se me ha respondido a todas. Consiento de manera voluntaria a disponer de mi diente de la manera y para los propósitos indicados previamente en este consentimiento.

Nombre del paciente _____

Firma del paciente _____

Lugar y fecha _____

- POR FAVOR CONSERVE ESTA HOJA

Article

The Push-Out Bond Strength, Surface Roughness, and Antimicrobial Properties of Endodontic Bioceramic Sealers Supplemented with Silver Nanoparticles

Karla Navarrete-Olvera ¹, Nereyda Niño-Martínez ², Idania De Alba-Montero ², Nuria Patiño-Marín ³, Facundo Ruiz ², Horacio Bach ⁴ and Gabriel-Alejandro Martínez-Castañón ^{3,*}

¹ Doctorado Institucional en Ingeniería y Ciencia de Materiales, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Sierra Leona No. 550 Col. Lomas 2da. Sección, San Luis Potosí 78210, Mexico; karla.navarreteolvera@gmail.com

² Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Av. Parque Chapultepec No. 1570, Privadas del Pedregal, San Luis Potosí 78295, Mexico; nereyda.nino@uaslp.mx (N.N.-M.); idania.dealba@uaslp.mx (I.D.A.-M.); facundo@ciencias.uaslp.mx (F.R.)

³ Facultad de Estomatología, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Av. Dr. Manuel Nava No. 2, Zona Universitaria, San Luis Potosí 78290, Mexico; nuriapaty@uaslp.mx

⁴ Faculty of Medicine, Division of Infectious Diseases, University of British Columbia, Vancouver, BC V6H 3Z6, Canada; hbach@mail.ubc.ca

* Correspondence: mtzcastanon@ciencias.uaslp.mx



Citation: Navarrete-Olvera, K.; Niño-Martínez, N.; De Alba-Montero, I.; Patiño-Marín, N.; Ruiz, F.; Bach, H.; Martínez-Castañón, G.-A. The Push-Out Bond Strength, Surface Roughness, and Antimicrobial Properties of Endodontic Bioceramic Sealers Supplemented with Silver Nanoparticles. *Molecules* **2024**, *29*, 4422. <https://doi.org/10.3390/molecules29184422>

Academic Editor: Si Amar Dahoumane

Received: 14 August 2024

Revised: 6 September 2024

Accepted: 13 September 2024

Published: 18 September 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: This study evaluated push-out bond test (POBT), surface roughness, and antimicrobial properties against *Enterococcus faecalis* of bioceramic sealers supplemented with silver nanoparticles (AgNPs). The sealers tested were CeraSeal[®], EndoSequence[®] BC Sealer[™], and Bio-C[®] Sealer. The POBT was measured with a Universal Testing Machine, and the type of failure was evaluated with a stereomicroscope. The roughness average (Sa) and peak–valley height (Sy) values were evaluated by atomic force microscopy. The bacterial growth inhibition was evaluated using a disk diffusion test, and antimicrobial activity was determined with the plate microdilution method. The POBT showed no significant difference between sealers with and those without NPs in cervical and apical thirds ($p > 0.05$). In the middle third, the adhesion force was significant for Endosequence BC Sealer[®] ($p < 0.05$). The results showed that the Sa and Sy parameters, when AgNPs were added, did not show a statistically significant difference compared to the groups without nanoparticles ($p > 0.05$). All tested sealers showed bacterial growth inhibition, but no significant difference was found. Their efficacy, in descending order of antibacterial activity when AgNPs were added, is as follows: EndoSequence[®] BC Sealer[™] > Bio-C[®] Sealer > CeraSeal[®]. The incorporation of AgNPs into bioceramics improves antimicrobial activity without affecting mechanical properties.

Keywords: antibacterial activity; bioceramic sealers; physicochemical properties; push-out bond strength; root canal filling; silver nanoparticles

1. Introduction

The ultimate biological goal of root canal treatment is to prevent and repair apical periodontitis (AP); complete resolution of AP after initial treatment or retreatment ranges between 74% and 86% and functionality over time in 91–97% of cases [1,2]. The etiology of AP is well established, and the microorganisms involved are the main causal factor [3]. The filling of the root canal has been described as the most critical component of treatment, to seal and isolate the root canal from irritants that remain after shaping and cleaning [4,5]. The objectives of the obturation are to prevent the entry of oral fluids, trap residual bacteria and deprive them of nutrients, and provide an apical seal [6,7].

Various filling materials have been used, including a combination of core materials such as gutta-percha. However, it presents a lack of adherence to the dentin, and due to