



Facultad de Odontología
UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA



Selladores endodónticos biocerámicos

Dra. Dahiana Mariño

Tutora: Profa. Dra. Beatriz Vilas

Carrera de Especialización en Endodoncia

Facultad de Odontología. Universidad de la República

2025

RESUMEN

Introducción: La obturación del sistema de conductos es un eslabón esencial en el tratamiento endodóntico, de un sellado tridimensional e invariable depende la longevidad, reparación de los tejidos y el éxito clínico. Los selladores de silicato de calcio al presentar propiedades llamativas como biocompatibilidad, bioactividad y antimicrobianos surgen como una alternativa innovadora a los selladores convencionales.

Metodología: Se realizó una revisión narrativa de la literatura en las bases de datos: PubMed, Scopus, Google Scholar, Scielo y Timbó, entre los años 2007 y 2025. Empleando como estrategia de búsqueda Bioceramic AND sealer AND endodontic OR canal treatment OR periapical, se incluyeron artículos de revisión, revisiones sistemáticas, ensayos clínicos y metaanálisis.

Objetivos: Analizar la literatura disponible sobre los selladores biocerámicos aplicados en endodoncia. Reseñar la evolución de los materiales biocerámicos, profundizar en la composición y las propiedades asociadas a los selladores biocerámicos y describir los principales usos e indicaciones de los selladores biocerámicos.

Desarrollo: Los selladores hidráulicos de silicato de calcio han revolucionado la endodoncia moderna ofreciendo propiedades prometedoras como bioactividad, ser antimicrobianos, adhesión a la pared dentinaria y leve expansión en el fraguado. Si bien existe evidencia que respalda dichas propiedades aún se necesitan mejores estandarizaciones para poder evaluar algunas propiedades de selladores que fraguan a través de una hidratación dada la dificultad para reproducir in vitro las condiciones in vivo. Estas propiedades les confieren a estos selladores la posibilidad de utilizar nuevas técnicas de obturación, con mayor proporción de sellador en relación al núcleo, que mejoren el tiempo clínico para el paciente y la dificultad de ejecución al operador.

Conclusiones: Los selladores biocerámicos han ofrecido un gran avance respecto a los convencionales en sus propiedades biológicas, sin embargo, es necesario conocer la formulación comercial que se emplea dado que sus desempeños son variables. Se requiere una selección cuidadosa del caso clínico para asegurar resultados predecibles.

Palabras clave: bioceramic, sealer, endodontics

INDICE

1	INTRODUCCIÓN	1
2	OBJETIVOS	4
2.1	General	4
2.2	Específicos	4
3	MÉTODO	4
4	ANTECEDENTES.....	5
5	DESARROLLO.....	9
5.1	Materiales biocerámicos	9
5.2	Selladores endodónticos	11
5.3	Selladores biocerámicos.....	16
5.3.1	Clasificación.....	18
5.3.2	Selladores biocerámicos en el mercado.....	21
5.3.3	Propiedades.....	23
5.3.4	Implicancias clínicas	41
6	DISCUSIÓN	68
7	CONCLUSIONES.....	71
8	REFERENCIAS	73
9	AGRADECIMIENTOS	81

1 INTRODUCCIÓN

La obturación del sistema de conductos radiculares es técnicamente, la última etapa del tratamiento endodóntico; aunque el mismo finaliza con la rehabilitación definitiva de la pieza y los posteriores controles a distancia. El objetivo primario de la obturación es sellar este complejo sistema canalicular, lo más tridimensional posible, logrando el más íntimo contacto con las paredes del conducto y sus irregularidades (istmos, conductos laterales, conductos en C, etcétera)(1). Con ello se procura evitar la posibilidad de filtraciones desde los tejidos perirradiculares, o de la cavidad oral, hacia el interior del sistema de conductos y viceversa.

A lo largo de la historia diversos materiales de obturación han sido empleados; los primeros hallazgos de un tratamiento y relleno de una pieza dental data del año 200 a.C. en el que se empleó un alambre de bronce (2). En 1800 Hudson compactaba finas láminas de oro (3), luego le siguió el uso de diversos metales y aleaciones como la amalgama, hasta que en 1847 Hill introduce el primer relleno a base de gutapercha denominado "Hill's stopping" (3). Ya en el año 1867 Bowman utilizaba extendidamente la gutapercha junto a diferentes compuestos, con el objetivo de mejorar sus propiedades(2). Con el avance del conocimiento de la anatomía interna dentaria y el uso de radiografías para el control de la obturación, se concluye que los conductos no son cilíndricos (Figura 1); es entonces, que se comienza con el desarrollo de cementos que complementen el relleno de gutapercha(4), de manera que no queden espacios vacíos entre la pared dentinaria y la misma.

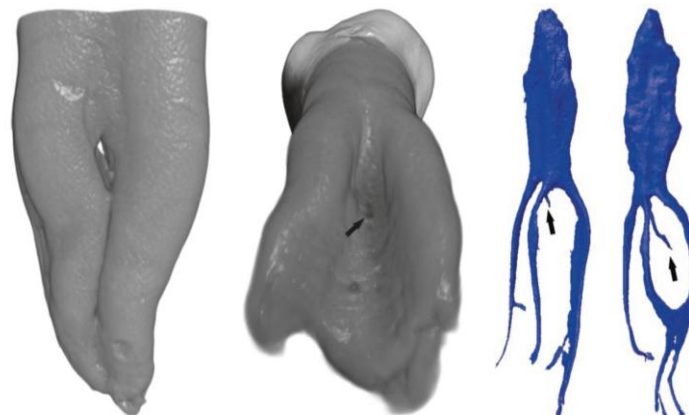


Figura 1. Análisis con microtomografía computada de un premolar inferior con su complejo sistema de conductos, se puede observar la presencia de conductos laterales, interconductos, conductos secundarios. (5)

Con los nuevos advenimientos tecnológicos de la odontología contemporánea se busca que además de cumplir estos objetivos mecánicos, los materiales de obturación promuevan, o al menos no obstaculicen, la reparación de los tejidos perirradiculares. A los cementos endodónticos o también denominados selladores se les exige una serie de propiedades que

Grossman estableció en primera instancia en 1958 (6) y que al día de hoy se estandarizaron a través de la norma ISO 6876 (7). Las características más relevantes que debe cumplir un sellador para ser ideal, son: la biocompatibilidad, de ser posible es deseable la bioactividad (8), sellado hermético, radiopacidad, bacteriostático o antimicrobiano e insoluble; no existiendo, aún, uno que cumpla con todas ellas.

Existen numerosos grupos de selladores. Éstos pueden clasificarse según su composición sea en base a: óxido de zinc y eugenol, óxido de zinc libre de eugenol, hidróxido de calcio, ionómero de vidrio, silicona, resina, con medicación y **silicato de calcio** (9,10). En el presente estudio se hará especial hincapié en el grupo de los selladores, de reciente aparición, a base de silicato de calcio.

Los selladores a base de silicato de calcio forman parte de un gran grupo de materiales denominados **biocerámicos**. Los biocerámicos refieren a cerámicas u óxidos metálicos con un comportamiento biocompatible. Se los clasifica según la interacción que éstos tienen con los tejidos en: bioactivos, bioinertes y biodegradables (9). A lo largo de la evolución de estos materiales se han establecido diferentes generaciones. La primera generación se caracteriza por su biocompatibilidad (Figura 2) y ser bioinertes; como lo son el zirconio y la alúmina. La segunda generación se ve representada por aquellos materiales que se definen como bioactivos, que buscan una interacción con los tejidos circundantes a ellos: los vidrios bioactivos o la hidroxiapatita o los cementos a base de silicatos de calcio. La tercera generación persigue otros objetivos como lo es la regeneración, son biocerámicos de segunda generación con superficie porosa recubierta con sustancias bioactivas, entre otros (11).

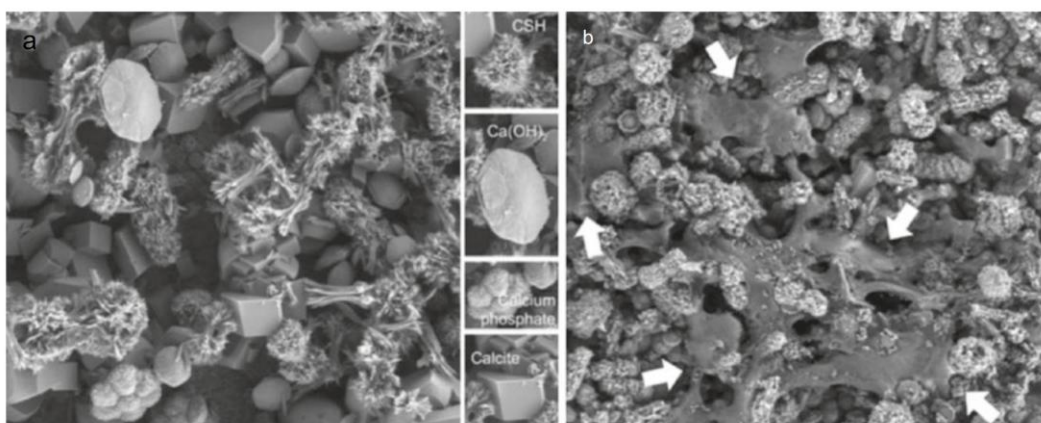


Figura 2. En la figura a. se observa con microscopía electrónica de barrido la superficie del cemento de silicato de calcio hidrúlico Biodentine™, donde se distinguen depósitos de hidrato de silicato de calcio (CSH), microcristales de calcita, hidróxido de calcio y fosfato de calcio. En la figura b se muestran con flechas la adhesión y propagación de células madres de la pulpa dental en la superficie del Biodentine™ mostrando su biocompatibilidad. (12)

La técnica empleada para la obturación del sistema de conductos es de gran relevancia en el momento de seleccionar el sellador. Desde un comienzo se utilizó la condensación lateral de la

gutapercha, técnica empleada hasta la actualidad, aunque la misma genera algunos problemas para alcanzar el sellado tridimensional ya que no tiene la capacidad de adaptarse a todos los desafíos anatómicos. Es así que surgen las técnicas que modifican los núcleos sólidos de gutapercha, realizándolo con gutapercha termoplastificada, buscando acceder a aquellas zonas más dificultosas. Sin embargo, Wong (2017) a través de una revisión sistemática y metaanálisis, concluye que no hay diferencias significativas en el éxito del tratamiento cuando compara ambas técnicas (13).

Ambos grupos de técnicas buscan ocupar el mayor volumen del sistema de conductos con gutapercha ya que los selladores suelen contraer durante su fraguado. Si a esta característica se le adiciona la solubilidad de éstos con el tiempo, aumenta el riesgo de generar microfiltraciones. Con el advenimiento de los selladores a base de silicatos de calcio y sus propiedades como adhesividad a la pared dentinaria, biocompatibilidad, alta capacidad de sellado y actividad antimicrobiana; las técnicas antes utilizadas se han cuestionado y se ha planteado nuevas técnicas con una proporción mayor de sellador en relación a la gutapercha (9).

Con todos los avances tecnológicos disponibles, los diferentes materiales y técnicas desarrolladas, el desafío será que el clínico tenga un vasto conocimiento para poder seleccionar la mejor combinación de ellos, de acuerdo a la situación clínica, y así resolver la obturación del sistema de conductos al cual se enfrentará.

2 OBJETIVOS

2.1 General

Analizar la literatura disponible sobre los selladores biocerámicos aplicados en endodoncia.

2.2 Específicos

- Reseñar la evolución de los materiales biocerámicos.
- Profundizar en la composición y las propiedades asociadas a los selladores biocerámicos.
- Describir los principales usos e indicaciones de los selladores biocerámicos.

3 MÉTODO

Se realizó una revisión de tipo narrativa basada en la búsqueda electrónica de literatura en las bases de datos PubMed, Scopus, Google Scholar, Scielo y Timbó. La estrategia de búsqueda empleó los términos MeSH “*bioceramic*”, “*sealer*” y “*endodontics*” y otras palabras clave organizadas en la estrategia: (bioceramic AND sealer AND endodontic OR canal treatment OR periapical); así como los respectivos descriptores DeCS.

Los criterios de inclusión fueron artículos de revisión, revisión sistemática, ensayos clínicos y metaanálisis, publicados entre los años 2007 y 2025 en los idiomas inglés, portugués y español.

La búsqueda se complementó con literatura referenciada en los artículos seleccionados, literatura gris y libros publicados; incorporando artículos anteriores a la fecha de búsqueda inicial.

4 ANTECEDENTES

La etapa de obturación del sistema de conductos es clave para mantener las condiciones alcanzadas en la zona. Para ello se han desarrollado diferentes materiales y técnicas de obturación con el objetivo de obtener el mejor desempeño de sus propiedades.

A lo largo de la historia se ha obturado el complejo sistema canalicular con diferentes materiales, pudiéndose dividir los mismos en dos grandes grupos: el o los que componen el núcleo de la obturación y los cementos o selladores (2). Los cementos, a través de una reacción química específica, endurecerán dentro del conducto a diferencia de las pastas que no endurecen. Estos cementos tienen por finalidad sellar la interfaz entre el núcleo obturatriz y la pared dentinaria canalicular, es por ello que también se les denomina **selladores**(14).

Los materiales del **núcleo** de la obturación pueden ser sólidos, semisólidos o pastas. Los sólidos son por ejemplo los conos de plata, que se introdujeron en el año 1929 por Trebitsch(6); éstos se presentaban estandarizados igual que los instrumentos con los que se conformaban el sistema de conductos. Eran rígidos por lo que era beneficioso a la hora de llevarlos en conductos curvos e incluso estrechos, pero al mismo tiempo esto no les permitía deformarse siendo necesario una mayor proporción de cemento sellador(14), por lo que los conductos que no fueran de sección circular presentaban deficiencias en el sellado (Figura 3). Diversas investigaciones como la de Seltzer y col. (1972) demostraron las desventajas de estos conos como materiales de núcleo. Los autores tomaron 25 conos de plata de piezas endodóticamente tratadas y las analizaron en el microscopio de barrido, determinando que el grado de corrosión que éstos presentaban era de moderado a severo. Por otra parte, analizaron los conos por difracción de rayos X pudiendo obtener que sustancias presentaban en la superficie: sulfuros de plata, sulfatos de plata, carbonatos de plata e hidratos de amida de sulfato y amina de plata; todos ellos testeados en tejidos y exhibiendo comportamientos citotóxicos(15). Eran altamente radiopacos por lo que la evaluación de calidad de sellado del conducto por RX podía ser engañosa.

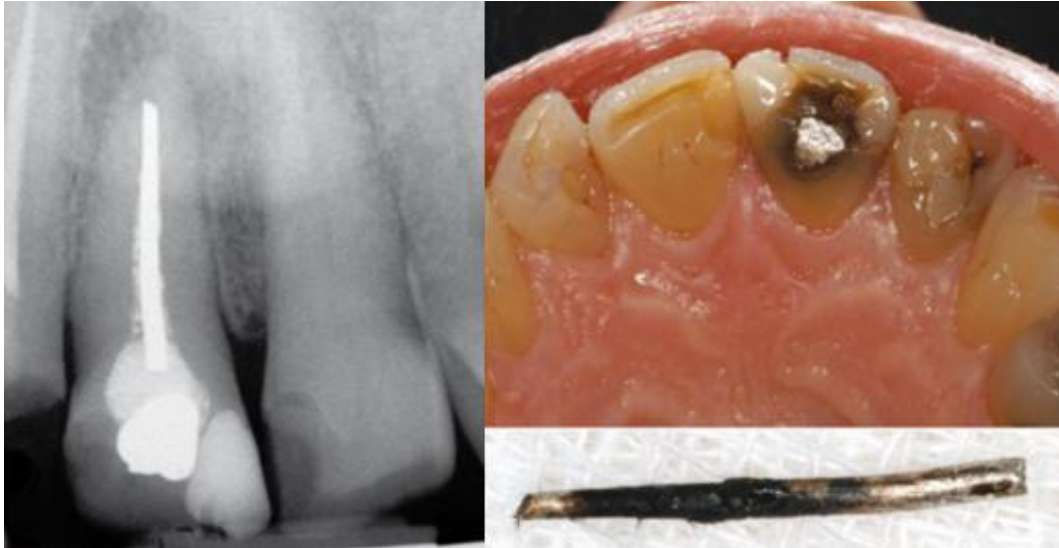


Figura 3. Radiografía de un incisivo central superior derecho obturado con un cono de plata, fotografía del caso donde se observa cambio de coloración del tejido que indica corrosión y filtración. Una vez extraído el cono de plata de la pieza, evidenciando su corrosión. (4)

Los materiales de núcleo semisólidos son los conos de gutapercha, los cuales hoy son considerados el *gold standard*. La gutapercha, es un isómero trans-poliisopreno similar al del caucho natural, se extrae de la savia seca de una especie de árbol tropical. Este compuesto puede existir en dos formas cristalinas, denominadas fase alfa (α) y fase beta (β), teniendo ambas diferentes propiedades (tabla 1). La fase α se utiliza termoplastizada y la fase β es la primordial en los conos que se disponen comercialmente.

Fase	Propiedades a Temperatura Ambiente	Propiedades al Calentarse	Ejemplo / Uso
Alfa (α)	Frágil	Pegajosa, adhesiva y muy fluida (menor viscosidad)	Gutapercha termoplastificada utilizada para obturación por condensación en caliente
Beta (β)	Estable y flexible	Menos adhesiva y fluida (alta viscosidad)	Gutapercha comercial utilizada para obturación por condensación en frío
Gamma (γ)	Similar a la forma alfa, inestable	—	—

Tabla 1. Fases de la gutapercha. (16)

Cabe destacar que, la industria adiciona a los conos de gutapercha, diferentes compuestos para mejorar sus propiedades como ser: óxido de zinc, colorantes, resinas, ceras, antioxidantes y sales metálicas para aportarles radiopacidad (16). Estos conos como núcleo de obturación tienen varias ventajas: ser inerte, tener buena estabilidad dimensional, ser tolerados por los tejidos, viscoelásticos (capaz de sufrir una deformación plástica cuando se los somete a una fuerza de condensación), radiopacos, de fácil remoción. Pero por otra parte estos conos no son rígidos, es

difícil su control en longitud y no se adhieren a la pared dentinaria ni a los cementos selladores (14). Con el desarrollo de nuevos materiales se ha buscado la manera de modificar la superficie de estos conos para mejorar la adhesividad, experimentando con resinas, ionómero de vidrio, biocerámicos y plasma no térmico.

En 2004 se introdujo un nuevo sistema de obturación con la concepción de *monoblock*, compuesto por un material de núcleo sólido Resilon® y un sellador Epiphany® presentando entre ambos adhesión y a su vez éstos con la dentina. Resilon® es un material a base de un polímero de poliéster, con vidrio bioactivo, hidróxido de calcio, sulfato de bario y oxiclورو de bismuto. Se manipula de manera similar a la gutapercha por lo que las técnicas de obturación pueden ser similares. Presenta capacidad de inhibición microbiana, es biocompatible, soluble en cloroformo y proporciona un sellado tridimensional muy bueno. En 2020 Pandley y col. mediante una revisión sistémica concluyeron que el sellado de Resilon/Epiphany® es mejor que el obtenido con gutapercha a corto plazo, sin embargo, no hay evidencia suficiente para evaluar su comportamiento a largo plazo(17). Como desventaja de este sistema se encuentran investigaciones que prueban la degradación de la matriz polimérica ante enzimas bacterianas y salivales(18,19).

Las pastas empleadas como materiales de núcleo son en su mayoría a base de óxido de zinc y eugenol y por su alta solubilidad no se utilizan más como principal elemento en la obturación. Estas pastas a su vez incorporaban otros elementos y éstos les conferirán propiedades desfavorables como la citotoxicidad, tinción de la dentina, etcétera.

Además, se han desarrollado materiales con excelentes propiedades como el Mineral Trióxido Agregado (MTA). Torabinejad en 1993, introduce este material como un derivado del cemento de portland con el agregado de un radioopacificador (óxido de bismuto) para su utilización como sellador de la zona apical radicular en sustitución a la amalgama hasta entonces utilizada. En la actualidad existen múltiples reportes sobre el MTA y los diversos usos y aplicaciones, pudiendo en determinadas ocasiones ser el núcleo principal de la obturación (4).

En cuanto a los **selladores** endodónticos, éstos pueden clasificarse según su composición. El grupo más antiguo lo componen aquellos a base de óxido de zinc y eugenol, marcando un estándar en la endodoncia por su larga trayectoria de éxito. Son cementos que fraguan por quelación formándose eugenolato de zinc. Presentan un tamaño de partícula menor que los cementos restauradores tradicionales para permitir entrar en espacios reducidos. Desde un comienzo su formulación (1931) tenía plata lo que daba como consecuencia pigmentación de la pieza dental (cemento de Rickert), posteriormente en 1936 Grossman formula Proco-Sol® libre

de plata. Son cementos económicos, con buen tiempo de trabajo y radiopacidad, pero con nula adhesión a la dentina. En caso de extrusión hacia el periodonto, el organismo es capaz de reabsorberlo(9,20).

Los selladores a base de hidróxido de calcio se popularizaron por las propiedades antimicrobiana y promotora de osteo y cementogénesis de su componente base, sin embargo, para que estas propiedades se lleven a cabo el sellador debe disolverse y liberar los iones. Por tanto, no cumplen sostenidamente con las propiedades fundamentales que se le pide a un sellador de estabilidad en el tiempo e insolubilidad(20).

Los selladores a base de ionómero de vidrio se introdujeron en 1991 y consistían en una mezcla de un polvo fino de vidrio silicato con ácidos poliacrílicos formando un ionómero. Presentaban baja citotoxicidad, adhiriéndose a la pared dentinaria (propiedad altamente deseable y poco desarrollada hasta entonces) pero no lograban un buen sellado. Asimismo, su remoción del sistema de conductos es dificultosa y si se exponían a líquidos antes de su endurecimiento final eran fácilmente solubilizados (9)

Además de los antes mencionados encontramos aquellos a base de siliconas, que toman la reacción de adición para endurecer y sus bases están ligadas a las siliconas de impresión. Son insolubles, no se reabsorben, dimensionalmente estables, buena fluidez, pero no tienen adhesión a la dentina ni son antimicrobianos.

Por otro lado, están aquellos a base de resinas que pueden ser: resina epoxi o resina metacrilato. A lo largo de la década de 1940 se comenzó el desarrollo del sellador AH26[®] a base de resina epoxi, introduciéndose en el 1954; con muy buen tiempo de trabajo, alta radiopacidad y fluidez, adhesividad aceptable, pero con reacciones de citotoxicidad al liberar paraformaldehídos(14). Esta citotoxicidad informada por Spangberg y col. se acompañó de una recomendación de transición de AH26[®] a AH PLUS[®]. Éste último con sus propiedades mejoradas, se destaca por la biocompatibilidad.

Por último, se encuentra el grupo de selladores surgidos en los últimos años, denominados biocerámicos.

5 DESARROLLO

5.1 Materiales biocerámicos

Las cerámicas son materiales inorgánicos y no metálicos, cuyos átomos están unidos principalmente por enlaces iónicos y/o covalentes. A lo largo de la historia del hombre las cerámicas han marcado la diferencia; en un comienzo con la posibilidad de contener alimentos como vasijas, luego utilizadas para elementos estructurales como ladrillos y tejas. Con el avance industrial se las introdujo en la fabricación de semiconductores, imanes, superconductores de alta temperatura y posteriormente en el área de la salud recuperando partes del cuerpo dañadas por enfermedades o traumas (por ejemplo, como sustituto óseo), extendiendo entonces la vida humana y mejorando su calidad.(11)

Se denomina **Biocerámicas** a aquellos materiales cerámicos que fueron diseñados para estar en contacto con tejidos vivos. Hench las categoriza como cerámicas destinadas a la reparación y reconstrucción de partes del cuerpo(21). Se introdujo el Bioglass® en 1969, como un material capaz de reponer tejido óseo, sin causar rechazo en el organismo, por el contrario, se logró evidenciar que éste se unió a la zona implantada(22). Este tipo de materiales revolucionó la medicina y también la odontología.

Hench (1991) clasifica a este grupo de materiales según su reactividad con los tejidos (Tabla2) como:

- Bioinertes
- Bioactivos
- Biodegradables (21)

Condición del material	Respuesta del tejido circundante
Material tóxico	El tejido circundante muere
Material no tóxico y biológicamente inactivo (casi inerte)	Se forma un tejido fibroso de grosor variable
Material no tóxico y biológicamente activo (bioactivo)	Se forma una unión interfacial
Material no tóxico y se disuelve	El tejido circundante lo reemplaza

Tabla 2. Respuesta de los tejidos al material implantado. (21)

Los materiales **bioinertes** se los relaciona conceptualmente a los biocompatibles. Éstos, cuando son insertos en el organismo con el fin de sustituir un tejido perdido (devolviendo su estructura y/o función), interactúan con el medio circundante de forma escasa, no tóxica y en esta interfaz se forma una conexión fibrosa no adherente. (23) En odontología son ejemplos los circonios y las alúminas. Se consideran la primera generación de biocerámicos.

En los últimos 40 años los materiales destinados a la inserción en el medio interno, evolucionaron desarrollando la capacidad de interactuar con los tejidos circundantes y se los denomina **bioactivos**. Williams define a un material bioactivo como a aquel capaz de “dirigir de manera beneficiosa y adecuada las interacciones entre el dispositivo y el sistema del huésped a través de la modulación de la actividad biológica”. Por lo tanto, esta actividad biológica será provocada o modulada por el material, haciendo evidente que esta interacción no es pasiva. De estas diversas interacciones entonces es que, las diferentes biocerámicas se han ido clasificando teniendo en cuenta su interacción con el medio (24). Hench, las subclasificó de acuerdo a que su acción sea intra y/o extracelular en bioactivos clase A (osteoprodutivo) o clase B (osteoconductor). Este amplio grupo lo componen las biocerámicas de segunda generación (21).

La tercera generación de biomateriales son los que se catalogan como **biodegradables** y son aquellos que una vez en contacto con el medio serán reabsorbidos y sustituidos. El factor a considerar en este tipo de materiales, consiste en conocer cuál es el tiempo en que éstos se reabsorben en comparación con el tiempo en que el organismo forma tejido nuevo. Si el mismo está desbalanceado, el material no logrará alcanzar los objetivos con los que fue utilizado. (21) En endodoncia las biocerámicas empezaron a jugar un rol importante, al poder brindar propiedades deseables como la bioactividad aún no alcanzada por otros materiales.

Las biocerámicas pueden clasificarse según la localización en la que son utilizadas (Figura 4):

- Coronarias: para protecciones pulpares o barreras en procedimientos endodónticos regenerativos
- Intra-radiculares: selladores endodónticos y barreras apicales
- Extra-radiculares: sellado de perforaciones y obturaciones a retro.



Figura 4. Clasificación de materiales biocerámicos de acuerdo a la zona de utilización. (25)

De acuerdo a esta clasificación, según la zona donde se apliquen estos materiales se establecerá una reacción tisular diferente, dada la diferencia de los tejidos circundantes donde son insertos. Por ejemplo, se ha estudiado que la interacción con la dentina generará precipitados de apatitos, condición clara en selladores endodónticos, o precipitados de carbonatos de calcio cuando están en contacto con la sangre al usarlos por ejemplo en tratamientos endodónticos (25).

En este trabajo nos enfocaremos en el grupo de materiales biocerámicos destinados a su utilización intra-radicular, los selladores endodónticos.

5.2 Selladores endodónticos

Los selladores endodónticos son aquellos materiales que se utilizan durante la obturación del sistema de conductos radicular con el objetivo de completar el espacio entre el núcleo (gutapercha u otro material seleccionado) y la pared dentinaria, procurando alcanzar también áreas que este núcleo no es capaz, como los conductos accesorios, deltas apicales, etc. (20).

Grossman en 1958 estableció cuáles son las propiedades ideales que debe cumplir un sellador endodóntico:

- Sellar herméticamente el conducto
- No debe variar su volumen en el fraguado

- c. Tener adhesión a la pared dentinaria, incluso en presencia de humedad
- d. Ser bien tolerado por los tejidos perirradiculares
- e. Buenas cualidades de trabajo mientras se están mezclando
- f. Debe introducirse de forma sencilla en el conducto
- g. Debe dar buen tiempo de trabajo al operador
- h. Debe endurecer dentro del conducto
- i. No debe generar discromía en la pieza dentaria
- j. Debe tener algún potencial bactericida o bacteriostático (6)

Posteriormente, Grossman agrega tres condiciones ideales adicionales:

- k. Debe ser impermeable a la humedad
- l. Debería ser radiopaco
- m. Debe ser fácilmente extraíble del conducto (26)

Hoy en día estos criterios se han modificados y estandarizado con la norma ISO 6876:2012. Ésta establece cuáles son las pautas para la evaluación de los diferentes materiales especificando los parámetros y procedimientos.

- a. La hermeticidad, refiere a la capacidad de sellado que aporta el cemento. Esta condición juega un rol muy importante a la hora de evaluar la efectividad de los tratamientos endodónticos, ya que evita la filtración microbiana y promueve la reparación(20,27). Si bien es una característica ampliamente estudiada es difícil la comparación ya que las condiciones experimentales son muy diversas. El AH plus (sellador a base de resina epoxi) ha sido muy utilizado como patrón de comparación, estableciéndolo como un estándar. Las pruebas realizadas para evaluar esta propiedad son la “penetración de colorantes, filtración de fluidos, penetración de glucosa, fuga microbiana y fuga electroquímica”(20).
- b. La variabilidad de volumen que sufren los selladores alude a su estabilidad dimensional. Ésta debe estar presente en diferentes contextos, por ejemplo, la humedad del conducto. La expansión y/o contracción no deben estar presentes en el tiempo.
- c. La capacidad de adherirse a la pared del conducto está en concordancia con el sellado lo más hermético posible del sistema de conductos. Entendiendo por adhesión a aquella fuerza necesaria para romper la unión establecida entre el material y la superficie, en este caso la dentina, expresada por unidad de superficie. Tagger y col. (2002) analizaron la capacidad de adhesión de diferentes selladores. Reportaron que los materiales tienen una fuerza adhesiva estática correlacionada al sellado tridimensional evitando

filtraciones y otra dinámica para resistir a las fuerzas desalojantes durante la manipulación a la hora de rehabilitar. Ensayaron 9 selladores de tipo 2 (según la ANSI/ADA. Especificación n.º 57), logrando establecer como parte de sus objetivos una prueba simple y reproducible para medir dicha adhesión no alcanzada hasta el momento (28). Actualmente se cuenta con las pruebas especificadas por la ISO para dicha medición. Hoy, se extiende la adhesión al núcleo sólido de la obturación incorporando el concepto de monobloque y aumentando la capacidad de sellado (29).

- d. Bien tolerado por los tejidos periapicales. Esta característica refiere a que los selladores, como se explicó anteriormente, sean biocompatibles o bioinertes, no causando una reacción tóxica en el medio donde son aplicados. Los autores ponen a prueba los selladores considerando su citotoxicidad (efecto tóxico sobre los tejidos), la viabilidad celular, potencial de proliferación y diferenciación celular (midiendo la expresión de marcadores osteo/odonto/cementogénicos, método de tinción de fosfatasa alcalina que determina aumento de actividad celular; Figura 5). Recientemente se agregó la condición de presentar una acción bioactiva.(30)

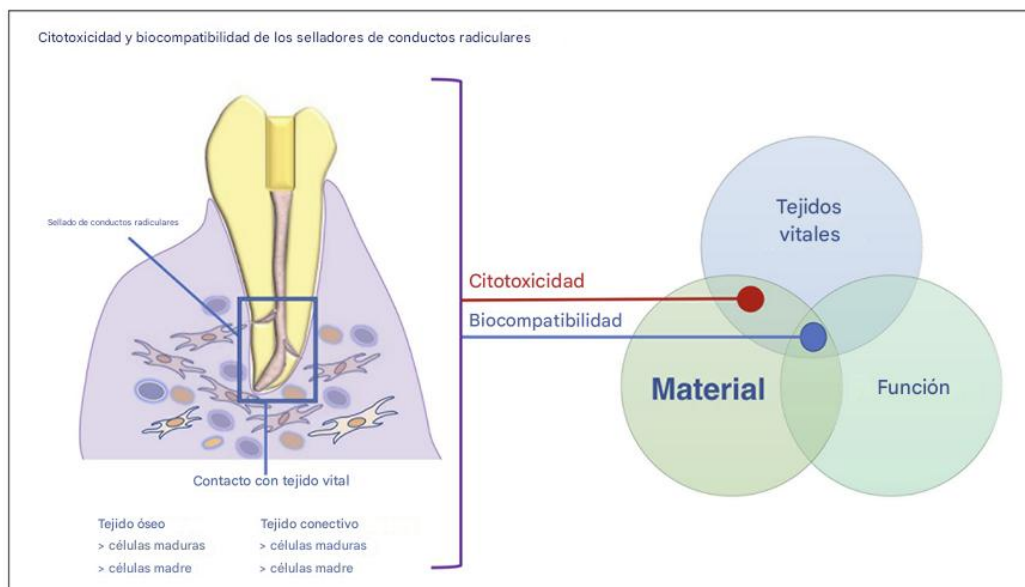


Figura 5. Representación de la interacción de los tejidos con el material empleado, citotoxicidad y biocompatibilidad. (31)

Ha sido ampliamente estudiado que varios grupos de selladores convencionales tienen propiedades tóxicas conferidas por algunos de sus componentes, lo que produce una reparación más lenta o incluso deficiente; sin embargo, la industria no sólo tiende a mejorar dichas condiciones sino a buscar que sean bioactivos, formando enlaces deseables con el organismo (31).

- e. Buena manipulación, buen tiempo de trabajo y de fraguado. El tiempo de manipulación del sellador y colocación dentro del sistema de conductos debe ser óptimo, para permitir realizar todos los pasos de la técnica seleccionada y eventuales correcciones necesarias. Posteriormente se debe dar un fraguado total para brindar todas las propiedades estudiadas del sellador en particular. En base a las características del caso clínico se debe seleccionar el sellador que permita cumplir con las expectativas, por ejemplo, tiempos cortos cuando se requiere una rehabilitación con poste de fibra de colocación inmediata (27). Los tiempos de fraguado lentos permiten a los selladores penetrar en las anfractuosidades del sistema de conductos, sin embargo, muchos de ellos tienen citotoxicidad antes de fraguar(20,29). Es indispensable conocer las especificaciones provistas por el fabricante para la toma de decisión en la selección.
- f. Introducirse de forma sencilla. Refiere a la fluidez que presenta el sellador, permitiendo entonces penetrar en zonas de pequeño calibre como istmos, conductos secundarios y rellenar todas las irregularidades (29). Se realizan pruebas a los selladores para evaluar dicha condición. Tradicionalmente se coloca una cantidad determinada (ya mezclada) entre dos vidrios y se aplica una fuerza conocida en un período de tiempo preestablecido; midiendo luego cuál es el diámetro que se obtiene (32). El mínimo aceptable para la norma ISO 6786/2001 es de 20mm. La fluidez dependerá de la velocidad en la que se inserte en el sistema de conductos, el tamaño de la partícula del sellador, la temperatura, el tiempo de trabajo y la velocidad de cizallamiento (29).
- i. No generar discromía de la pieza. El cambio de coloración de las piezas dentarias endodonciadas es un aspecto relevante; se le asocia a la interacción de los selladores y materiales utilizados en la cámara y el tercio cervical del conducto con la dentina de la zona. Los efectos cromogénicos aumentan cuando no son retirados todos los restos de sellador de la dentina a nivel coronario (33).
- j. Potencial bactericida y/o bacteriostático. Se busca con esta característica eliminar la viabilidad de microorganismos que pudieran quedar remanentes dentro del conducto a pesar de todas las maniobras realizadas previamente en la limpieza y conformación o bien eliminar aquellos que pudieran ingresar por microfiltraciones. Esta propiedad deseable de los selladores puede darse directa o indirectamente, con propiedades antimicrobianas intrínsecas en los componentes como su alcalinidad o liberación de iones o por sellado hermético que cause encapsulamiento de los microorganismos e incapacidad de desarrollo (20,29). Las pruebas más empleadas son la difusión en agar y pruebas de contacto directo (29).

- k. Impermeable a la humedad. Refiere a la solubilidad, y se considera una propiedad indispensable para la durabilidad del tratamiento. Ésta se pone a prueba colocando una masa de material en agua. Según la ISO 6876 la pérdida no debe superar el 3%; una vez se retira la masa del agua, se pesa y se analiza la presencia de partículas en el agua que se puedan haber solubilizado. Si la solubilidad del sellador es alta se compromete la hermeticidad de la obturación y se habilita la posibilidad de filtraciones a nivel coronario y/o apical (20,29,32).
- l. Radiopaco. El contraste que exhibe el sellador frente a la opacidad de las estructuras dentarias en la radiografía, es lo que permite evaluar su presencia y su performance. La Norma ISO 6876 determina la radiopacidad mínima en base a un estándar referente de 3 mm de aluminio. Si bien esta es la norma exigida la alta radiopacidad puede llevar a problemas, al enmascarar deficiencias en la obturación (32).
- m. Fácilmente extraíble del conducto. La capacidad de ser retirados del conducto para poder llevar a cabo una revisión del tratamiento, está supeditada a la fuerza adhesiva que tienen los selladores a la estructura dental y a la solubilidad en determinados agentes (27).

Aminoshariae y col. analizaron los criterios que establecen las normas internacionales (ISO 6876/2012, ANSI/ADA 57:2000, ISO 9917-1, ISO 740510) y las condiciones ideales que propone Grossman para un sellador. Esto se resume en la siguiente tabla:

CRITERIOS COMBINADOS	REQUISITO DE GROSSMAN	REQUISITOS ISO 6876:2012, ANSI/ADA 57:2000,8 ISO 9917-1 E ISO 740510*
Colocación	Facilidad de colocación	Flujo: > 17 mm por método de prueba Espesor de la película: < 50 µm; puede ser un sustituto del sellado y la facilidad de colocación Tiempo de trabajo: por indicar Tiempo de fraguado inicial: por indicar
Contracción/Expansión	Dimensionalmente estable	< 1% de contracción y < 0.1% de expansión
Antimicrobiano	Bacteriostático o antimicrobiano	No especificado
Resistencia a la decoloración	Resistente a las manchas	No especificado
Esterilizabilidad	Esterilizable	No especificado
Sellado	Sellado hermético una vez fraguado y adhesión con las paredes del conducto. No especificado	No especificado

Solubilidad	Impermeable a la humedad, insoluble en fluidos tisulares	< 3 % en peso por método de prueba
Radiopacidad	No especificado	> 3 mm de aluminio para una muestra de 1 mm de espesor
Biocompatibilidad	No irritante para el tejido periapical	Consulte la norma ISO 7405 para la batería de pruebas
Retirabilidad	Soluble en disolventes	No especificado
Humedad	Impermeable a la humedad	No especificado
Adhesión	Adhesión adecuada a las paredes del conducto	No especificado
Bioactividad	No especificado	Consulte la norma ISO 23317 para la precipitación de hidroxiapatita
Pureza	No especificado	< 2 partes por millón de arsénico, < 100 partes por millón de plomo lixiviable

Tabla 3. Comparación entre las propiedades ideales de Grossman y las normas ISO, ANSI/ADA (34)

5.3 Selladores biocerámicos

Este tipo de selladores son de introducción más reciente en el mercado. Si bien son biocerámicos, se ha propuesto una nomenclatura más específica haciendo referencia al tipo de componentes y a su forma de fraguado catalogándolos como selladores de silicato de calcio y selladores hidráulicos respectivamente (35).

A estos materiales se les denomina **hidráulicos** ya que endurecen en presencia de agua a través de un proceso de hidratación (36); bajo estas condiciones varios autores proponen llamarlos selladores hidráulicos de silicato de calcio (37).

El primer material hidráulico utilizado en la odontología, más precisamente en la endodoncia, es el MTA (Mineral Trióxido Agregado) derivado del cemento de Portland (CP). El CP fue patentado en 1824 por Joseph Aspdin. Se obtiene de la calcinación de una mezcla de calizas (de Portland, Inglaterra) y materiales silíceos-arcillosos (38).

La ASTM International (antes American Society for Testing and Materials) reconoce la existencia de 10 tipos de CP, pero el que está ligado a la composición del MTA es el tipo 1. La concentración de sus componentes no es estricta, a pesar de estar bajo los estándares de ASTM Standard C150/C150M – 12 2012 (39). Los componentes principales del CP tipo 1 son silicato tricálcico, silicato dicálcico (en un 75 a 80%), aluminato tricálcico y aluminoferritina tetracálcica (en un 10% cada uno). Torabinejad, Parirok y Berzins afirman que este cemento contiene arsénico, plomo,

cadmio, cromo, cobre, manganeso y zinc, en mayores proporciones que en lo que se encuentran en el MTA (40).

El CP se fabrica en base a las materias primas antes descritas moliéndolas hasta obtener un tamaño de partícula menor. Una vez alcanzado el tamaño y las concentraciones necesarias se lleva a un horno rotatorio a 1430 – 1650 °C, donde los materiales se funden y sufren deshidratación obteniendo una mezcla llamada Clinker. Cuando el Clinker se enfría y se tritura al tamaño de partícula deseado se logra el CP (39). Según Berzins, los tamaños de partícula están entre 1 a 50 µm, esto hace que tenga una resistencia reducida a los desplazamientos (40).

En 1993, en la universidad de Loma Linda, EEUU, se desarrolla el MTA. Es nombrado por primera vez por Lee, utilizándolo como sellador para perforaciones dentarias iatrogénicas o patológicas (41). En abril de ese mismo año se presenta la patente por Torabinejad y White del hoy conocido MTA, para ser usado en el sellado de conductos a nivel apical. Los autores explican que, una vez realizada la mezcla, la hidratación de las partículas genera un gel coloidal que endurece en 4hs.

Las propiedades del cemento dependen del tamaño de las partículas, la temperatura de la mezcla, la proporción de polvo-líquido y la incorporación de aire (42). Este cemento se presentó con una composición muy parecida con el CP (75%), se le agregó óxido de bismuto (20%) como radiopacificador ya que el CP no tiene la radiopacidad exigida por ISO 6876, y sulfato de calcio dihidratado o yeso (5%); esta primera fórmula es el MTA gris, ProRoot.

Torabinejad en este primer estudio compara el MTA con la amalgama y el super EBA (cemento a base de óxido de zinc y eugenol) en el sellado de los conductos a nivel apical. Para ello empleó 30 raíces tratadas endodónticamente, divididas en 3 grupos, limpiando 3mm apicales y los sellando cada grupo con el respectivo material. Posteriormente se exponen las raíces a inmersión en una sustancia fluorescente por 24hs y se seccionan longitudinalmente para analizar la penetrabilidad de la sustancia; teniendo el MTA un comportamiento muy superior, demostrando su alta capacidad de sellado.

En el 2002 se introduce en el mercado el MTA blanco (WMTA), con objetivo de mejorar la decoloración dentaria ocasionada por el MTA gris. Este se obtiene retirando de la composición original la aluminoferritina, responsable del color gris (43). El tamaño de partícula es más pequeño en WMTA y el tiempo de fraguado más corto (2 h y 20 min mientras que el MTA gris tiene 2 h y 55 min) (44).

5.3.1 Clasificación

Los selladores tradicionalmente se han clasificado según su mecanismo de fraguado y composición química, a base de:

- I. Óxido de zinc y eugenol
- II. Ionómero de vidrio
- III. Hidróxido de calcio
- IV. Silicona
- V. Resina
- VI. Selladores biocerámicos

A lo largo de los años se han hecho modificaciones en los componentes de los materiales biocerámicos, buscando mejorar las propiedades según el fin con el que son usados (Figura 6).



Figura 6. Clasificación de los materiales biocerámicos de acuerdo a la zona de empleo. (25)

Los selladores biocerámicos son de uso intrarradicular, por tanto, la reacción de hidratación para su fraguado se dará en ese entorno particular y diferirá por la disponibilidad o no en el medio de agua. Camilleri, propone clasificar los selladores biocerámicos según su composición química, con el fin de contar con un entendimiento más certero del material con el que se está trabajando.

Los cementos hidráulicos se dividen en aquellos a base de silicatos y los de aluminatos de calcio (Figura 7). Los aluminatos de calcio son empleados en odontología como cementos, pero no serán parte de este trabajo. Los cementos hidráulicos de silicatos de calcio se componen de una base, un radiopacificador, el vehículo y los aditivos; la variabilidad entre estos componentes es la base de las diferentes presentaciones de los selladores biocerámicos.

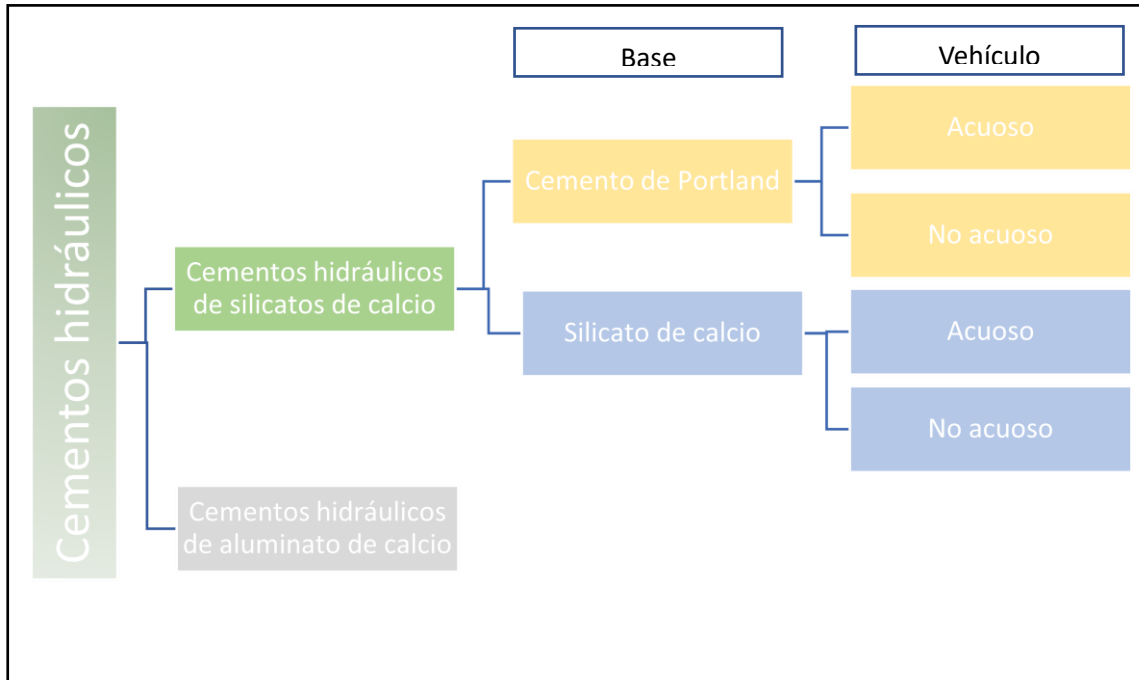


Figura 7. Clasificación de cementos hidráulicos. Adaptado de Camilleri.(25)

Los vehículos empleados en el sellador determinarán el tipo de presentación del mismo. Si el vehículo es acuoso, la presentación refiere a un polvo – líquido; los no acuosos consisten en una suspensión en la que se encuentran los componentes, por lo que la hidratación para el fraguado se dará con el agua del medio donde son empleados. Son ejemplo de estos vehículos no acuosos, las resinas hidrofílicas. Estos selladores vienen presentados como premezclados (término que no describe fehacientemente su condición ya que falta el componente fundamental en la mezcla que es el agua).

La presencia o no de aditivos también es parte de la clasificación propuesta(25). Los aditivos mejoran las propiedades del material. A modo de ejemplo el óxido de calcio se emplea para aumentar la liberación de hidróxido de calcio en el fraguado, el cloruro de calcio como acelerador del fraguado y el carbonato de calcio para mejorar el rendimiento mecánico (12).

Los radiopacificadores deben ser incorporados para cumplir con la norma de poder identificar los selladores en las imágenes paraclínicas. Se han utilizado diversos como: el óxido de bismuto, el óxido de zirconio y el tungstato de calcio (45). Duarte y col. plantean efectos no deseables en

el cemento de portland blanco cuando se incorpora el óxido de bismuto: tiempo de fraguado más lento, menor resistencia a la compresión y efectos citotóxicos (40). Por otra parte, Saghiri y col. en su estudio compararon el tamaño de las partículas del radiopacificador y sus efectos sobre las propiedades, concluyendo que hay una correlación entre los factores, a tamaños más pequeños de partículas las propiedades mejoran a diferencia de los tamaños regulares que generan disminución en su desempeño (46).

Clasificación de los cementos de silicato hidráulico radiopacificado disponibles clínicamente:

Tipo	Cemento	Aditivos	Agua	Ejemplo comercial
1	Cemento Portland	No	Sí	ProRoot MTAA
2	Cemento Portland	Sí	Sí	MTA Angelus, MTA HP
3	Cemento Portland	Sí	No	BioC (Angelus)
4	Silicato tricálcico/dicálcico	Sí	Sí	Biodentine, BioRoot
5	Silicato tricálcico/dicálcico	Sí	No	Totalfill

Tabla 4. Clasificación de cementos de silicato de calcio.(25).

5.3.2 Selladores biocerámicos en el mercado

El mercado en los últimos años ha incorporado una gran variedad de formulaciones de selladores endodónticos hidráulicos, la mayoría de ellos se presentan en formato de una sola jeringa (mal denominados premezclados) o en auto mezcla (dos pastas que a través de un puntero se mezclarán para obtener el sellador ya pronto para su uso). Además, dos fabricantes tienen formulaciones de formato polvo-líquido (45).

En el caso de los selladores de auto mezcla cuando la reacción de fraguado principal se da a través de las resinas existentes en estas formulaciones, Cardinali y Camilleri en su revisión sugirieron no catalogarlos como selladores hidráulicos (45).

En la siguiente tabla se resumen las presentaciones comerciales de selladores biocerámicos existentes al 2022, en rojo se señalan los selladores que los autores no los incluyen como hidráulicos (45).

Nombre del sellador	Empresa	MSDS	Presentación			Composición % en MSDS	Composición							
			Jeringa única	Auto mix	Polvo/Líquido		Cemento			Radiopacificante	Aditivos	Vehículo	Otros	
							Silicato tricálcico	Silicato dicálcico	Otro					
AH Plus Bioceramic	Dentsply Sirona	+	X			+	5-15				50-70 óxido de zirconio		10-30 dimetil sulfóxido	<0.5 carbonato de litio, <6 agentes espesantes
Bio Root Flow	Septodont	+	X			+					25-50 óxido de zirconio	<5 carbonato cálcico	25-50 propilenglicol	
Bio-C Sealer	Angelus	+	X			-	X	X	tricalcico aluminato			óxido de silicio, óxido de calcio	propilenglicol	óxido de hierro
Bioserra	Dentac	-	X			-								
Bright Endo MTA	Genoss	-	X			-								
Ceramoseal	DM Trust	-	X											
CeraSeal	Meta Biomed	+	X			+	20-30	1-10	1-10 tricalcico aluminato		45-50 óxido de zirconio			
Dia-Root Bio Sealer	Diadent	+	X			+			20-50 aluminato cálcico		0-10 óxido de zirconio, 10-40 trifluoruro de iterbio			
EdgeBioCeramic	Edgendo	+	X			+	20-35	7-15			35-45 óxido de zirconio			1-4 hidróxido cálcico
Endoseal MTA	Maruchi	+	X			+					47.28 óxido de zirconio, trióxido de bismuto			27.81 cemento puro, 24.91 agentes espesantes
Endosequence	Brasseler	+	X			+	20-35	7-15			35-45 óxido de zirconio			1-4 hidróxido cálcico
Endosequence Hi Flow	Brasseler	+	X			+	20-35	7-15			35-45 óxido de zirconio			1-4 hidróxido cálcico
iRoot SP	Innovative Bioceramix	+	X			+	20-35	7-15			35-45 óxido de zirconio			1-4 hidróxido cálcico
Komet BioSeal	Komet	+	X			+	20-30	1-10	1-10 tricalcico aluminato		45-50 óxido de zirconio			
Neo Sealer Flo	Avalon	+	X			+	<25	<10	<25 aluminato cálcico, <6 grossita (CaAl4O7)		<50 óxido de tantalio	<1 sulfato cálcico		
nRoot	Enpunuo	-	X			-			fosfato cálcico		óxido de zirconio			hidróxido cálcico

Nombre del sellador	Empresa	MSDS	Presentación			Composición % en MSDS	Composición								
			Jeringa única	Auto mix	Polvo/Líquido		Cemento			Radiopacificante	Aditivos	Vehículo	Otros		
							Silicato tricálcico	Silicato dicálcico	Otro						
One Fill	MDCLUS	-	X			-									
ReMTA One	DSI	-	X			-									
Sendo Seal MTA	Sendoline	-	X												
Sure Seal Root	Sure Endo	+	X			+			1-10 fosfosilicato de calcio y sodio	10-40 óxido de zirconio					1-4 hidróxido cálcico
TotalFill	FKG	+	X			+	20-35	7-15		35-45 óxido de zirconio					1-4 hidróxido cálcico
TotalFill Hi Flow	FKG	+	X			+	20-35	7-15		35-45 óxido de zirconio					1-4 hidróxido cálcico
VDW.1 Seal Bioceramic	VDW	+	X			+	5-15			50-70 óxido de zirconio		10-30 dimetil sulfóxido			<0.5 carbonato de litio, <6 agentes espesantes
Well-Root ST	Vericom	+	X			+									
Endoseal	Maruchi	+	X			+				66.5 óxido de zirconio					33.2 cemento puro
Advance RCS	Midwest	-		X		-				tungsteno cálcico		resina de salicilato			MTA
Bioceramic Root Canal Sealer	SS White	+		X		-				tungsteno cálcico		resina de salicilato			MTA
Bioceramic Root Canal Sealer	Bio-Phil	-		X		-						resina de salicilato			13.2 MTA
GuttaFlow Bioseal	Coltene	+		X		-									
Maxima MTA	Henry Schein	+		X		+				20-25 tungsteno cálcico	1-5 dióxido de silicio	20-25 resina de salicilato			1-10 dióxido de titanio, 20-25 MTA
MTA BIOSEAL	Itena	+		X		+				20-25 tungsteno cálcico	1-5 dióxido de silicio	20-25 resina de salicilato			1-10 dióxido de titanio, 20-25 MTA
MTA Fillapex	Angelus	+		X		+				20-25 tungsteno cálcico	1-5 dióxido de silicio	20-25 resina de salicilato			1-10 dióxido de titanio, 20-25 MTA
Smart-Bioceramic RCS	Top Quality Manufacturing	-		X		-									
Bio Root RCS	Septodont	+			X	+				25-50 óxido de zirconio		25-50 carbonato cálcico			
MTApex	Ultradent	-			X										

Tabla 5. Presentaciones comerciales de los selladores biocerámicos al 2022. (45)

Las Hojas de Datos de Seguridad de Materiales (MSDS) son las hojas que brindan la información necesaria sobre propiedades, composición, peligros y manipulación segura de las sustancias químicas (47).

El MTA fillapex es un sellador ampliamente estudiado y se ha introducido en el mercado uruguayo siendo uno de los pocos biocerámicos del medio, por lo que se decide incluirlo en el trabajo a pesar de no catalogarse sellador hidráulico.

Los cementos hidráulicos son ampliamente estudiados y la base de ellos son los silicatos de calcio; la variabilidad en las proporciones de disilicatos y trisilicatos de calcio explican las diferentes propiedades que éstos desarrollan. El silicato tricálcico se encuentra entre un 5 y 35% en los selladores y éste es responsable del comienzo de la reacción de fraguado (hidratación), mientras que los disilicatos presentes entre un 5 y 15% participan en esta reacción más tarde y

le dan al sellador su posterior resistencia. El porcentaje en que estos componentes están presentes hace cómo se comporta la solubilidad y la bioactividad del sellador. Proponiendo entonces una clasificación de ellos en base a la suma de los porcentajes más altos en las MSDS.

- Baja carga $\leq 20\%$
- Carga media $>20\%$ y $< 40\%$
- Alta carga $\geq 40\%$. (45)

5.3.3 Propiedades

Teniendo presente las propiedades ideales que debe tener un sellador endodóntico es que podemos evaluar las ventajas y desventajas de los selladores biocerámicos o hidráulicos.

a) Biocompatibilidad y bioactividad.

Al emplear los selladores endodónticos en el interior del sistema de conductos, éstos tendrán interacción con los tejidos circundantes (ligamento periodontal y hueso) a través de las diferentes comunicaciones existentes (12). El área de mayor diámetro y de comunicación más directa, es el foramen apical, sin embargo, existen otras de menor calibre, pero no menos importantes, como son los conductos laterales o accesorios, secundarios, furcales y deltas o ramificaciones apicales (Figura 8). Los túbulos dentinarios también son una vía de comunicación

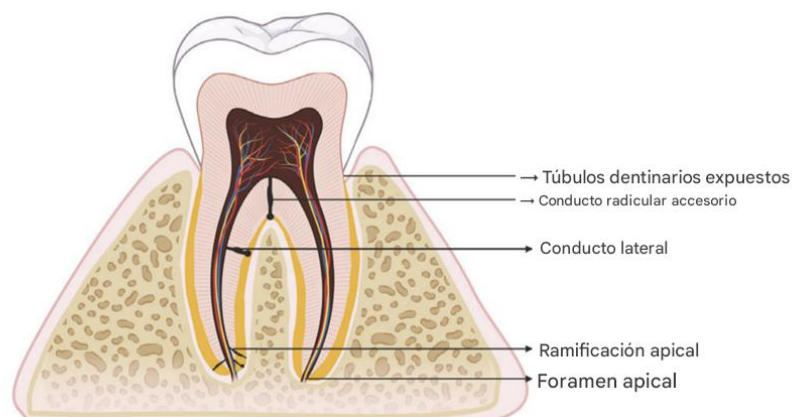


Figura 8. Relaciones anatómicas entre los tejidos periodontales y pulpares. (48)

entre ambos tejidos, pero con un calibre tan reducido que es difícil contemplar el efecto del sellador.(48)

La Biocompatibilidad (o bioinercia) es un valor fundamental a la hora de evaluar un sellador. Los parámetros para medirla son diversos y están relacionados a los factores influyentes en la reparación tisular. Para su análisis se pueden realizar pruebas in vitro e in vivo.

Las pruebas in vitro más utilizadas son:

- medición de citotoxicidad utilizando marcadores de líneas celulares
- medición de la capacidad que las células presentan para desarrollarse y proliferar ante la presencia del material, utilizando diferentes tinciones
- ensayos de MTT (bromuro de 3-(4,5-dimetiltiazol-2-il)-2,5-difeniltetrazolio)
- medición de la afectación de las células madre mesenquimales pluripotenciales del ligamento periodontal (PDLSC), consideradas fundamentales en el proceso de reparación. El cultivo de éstas ya sea de origen humano o animal motiva gran parte de los estudios midiendo su afectación en contacto con el material a la hora de su mezcla, durante el fraguado y posterior a él.

Los estudios in vivo refieren a aquellas pruebas que se realizan sobre animales experimentales de implantación de muestras, o curación de heridas (29,49,50).

Sanz y col. reportaron en una revisión sistemática, la interacción biológica que se da entre los PDLSC y los selladores y cementos a base de silicato de calcio (SSC). De los SSC que se estudiaron, el 87% de ellos dieron respuestas positivas a la biocompatibilidad, sin embargo, el MTA fillapex y el Endoseal MTA mostraron resultados negativos a estas pruebas (30).

En concordancia con lo mostrado por Sanz y col., en un estudio comparativo entre selladores a base de silicatos de calcio, el Endosequence BC sealer (con base biocerámica) y el MTA fillapex (con base de resina epoxi), con el AH plus (sellador resinoso epoxi) se concluyó que el MTA fillapex presentó comportamiento citotóxico. Este sellador expresa toxicidad a pesar de tener un alto pH durante su endurecimiento y posterior a él, por lo que se lo atribuyó a la presencia de compuestos liberados durante el fraguado de la resina epoxi y posteriormente sostenido por la liberación de materiales como el plomo. El AH plus es citotóxico por su resina epoxi durante el fraguado y luego que se completa el endurecimiento deja de serlo teniendo buena tolerancia. En contraparte el Endosequence BC se comporta con muy buena tolerancia durante todo el desempeño, lo que da a los selladores en base de silicatos de calcio una ventaja (Figura 9) (51).

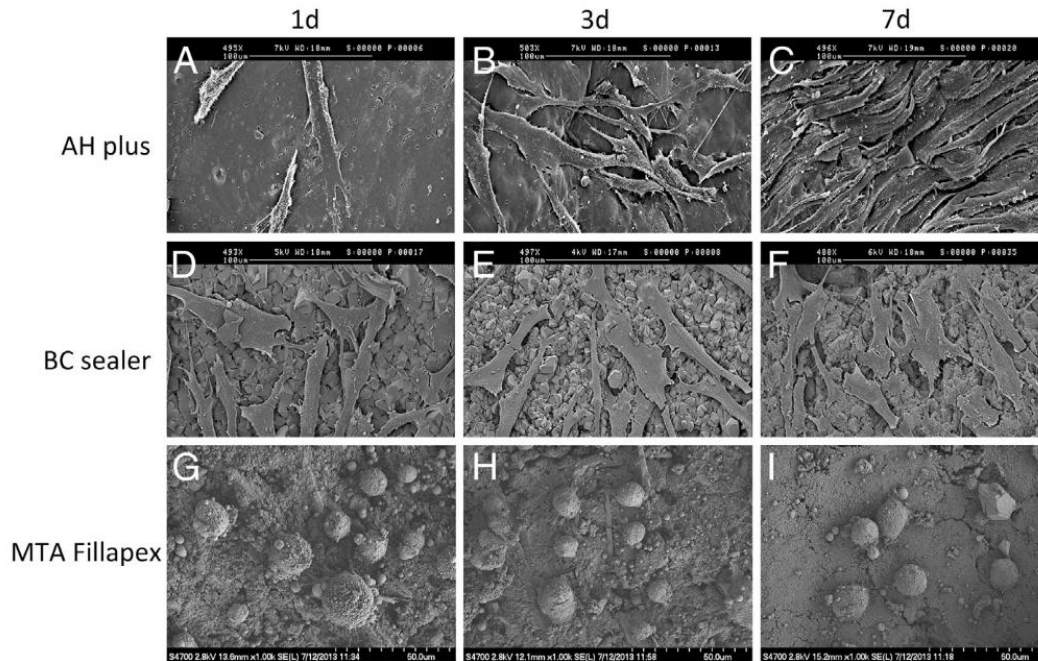


Figura 9. Microfotografías electrónicas de barrido de la morfología de los fibroblastos gingivales humanos adheridos a la superficie de (A-C) AH PLUS, (D-F) Endosequence BC Sealer y (G-I) MTA Fillapex, después del cultivo en medio DMEM durante (A, D y G) 1, (B, E y H) 3 Y (C, F e I) 7 días. (51)

En pruebas de biocompatibilidad in vivo del MTA fillapex frente al AH plus no se obtuvieron resultados concluyentes del mejor desempeño de uno frente al otro(40).

Lim y col. reportaron que la mayoría de los selladores de silicato de calcio son biocompatibles; sin embargo, hay estudios que demuestran que entre ellos hay diferencias. Remarcan la citotoxicidad del MTA Fillapex, aludiendo que al tener más solubilidad es posible liberar materiales tóxicos al medio (52).

Torabinejad y Parirokh demostraron cómo se comporta la citotoxicidad del MTA (gris y blanco) cuando se le adicionan otros compuestos como la clorhexidina al 0.12% en cultivos celulares in vitro; los fibroblastos y macrófagos sufren mayor apoptosis que cuando sólo se mezcla con agua estéril. Si bien la biocompatibilidad del sellador se ve comprometida, el potencial antimicrobiano aumenta. Otras investigaciones trabajaron con combinaciones como el agua, lidocaína 2%, gel de hipoclorito 3% y KY líquido (lubricante en gel a base de agua de Johnson & Johnson, Langhorne, PA); todos tuvieron buen comportamiento no alterando la citotoxicidad del MTA, a excepción del gel de hipoclorito al 3% (50).

Bioactividad

Cuando se define a un material como bioactivo, se espera que en la interfaz entre el material y el organismo se provoque y/o module una actividad biológica. En este sentido la bioactividad puede influir en diferentes mecanismos como son: formación ósea, unión celular a tejidos

blandos, endotelización (biomateriales tendientes a promover la reparación del endotelio vascular al ser insertos dentro de este sistema), inflamación y trombogénesis (24).

Cuando un material bioactivo, como los silicatos de calcio, entran en contacto con los tejidos, los fibroblastos (a diferencia de lo que ocurre con los materiales bioinertes) no se adosan ni proliferan en la interfaz. Se estima, ocurre por las interacciones químicas que favorecen la adsorción de proteínas como la fibronectina, responsable de la unión a la integrina y posteriormente al osteoblasto. Se dará la migración de células mesenquimales a la zona para la nueva formación ósea al igual que de células progenitoras endoteliales para la formación de vasos sanguíneos (53).

Se han estudiado la secuencia de hechos que acontecen en la interfaz de los biovidrios (primeros materiales biocerámicos) y que se han podido extrapolar en la superficie del MTA y los materiales a base de MTA. Este proceso se divide en 11 etapas, las primeras 5 están relacionadas al intercambio iónico que culmina con la formación de una capa de apatita carbonatada y las siguientes relacionadas a los procesos de reparación que culminan con la mineralización de la matriz ósea (de apatita carbonatada y colágeno), así como también la maduración de los osteocitos (53).

En la **etapa 1** se da el intercambio iónico. Al hidratarse el silicato de calcio con su vehículo se dará una reacción entre el calcio y los hidroxilos, y se formará hidróxido de calcio, aumentando el pH de la zona. A su vez se dará la formación de enlaces silanol en la superficie el material (SiOH). Según la composición del material se liberarán otros iones como: Al, Fe, SO (53).

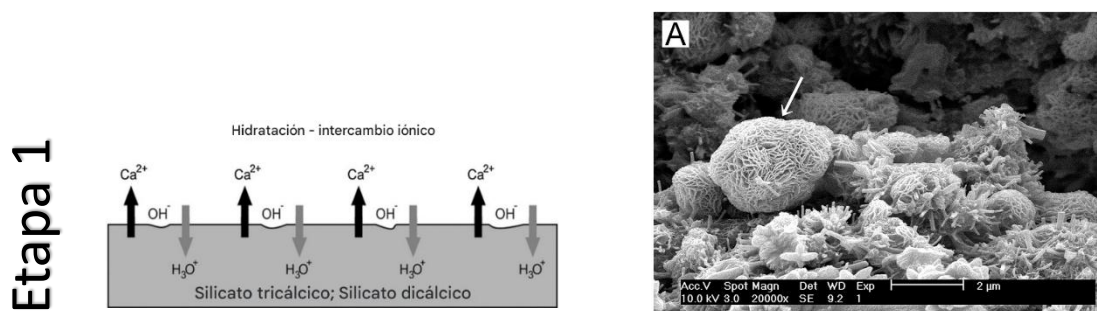


Figura 10. Representación esquemática de la hidratación del polvo de silicato de calcio. A) imagen de microscopía electrónica de barrido de la superficie de polvo de MTA blanco, se muestra con una flecha la formación de una capa de hidrato de silicato de calcio sobre la superficie de las partículas minerales.(53)

En una **segunda etapa** con el aumento de iones hidroxilo en el medio, se producirá un ataque a las partículas de silicato de calcio llevando a la hidrólisis y formación de una fase amorfa de silicato de calcio hidratado con grupos silanol (Si-OH) (53).

Etapa 2

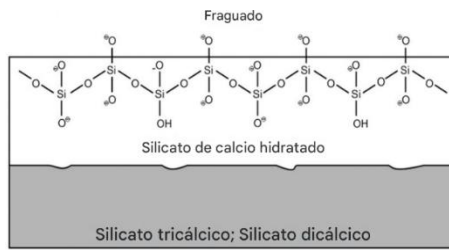


Figura 11. Representación esquemática de la formación de silicato de calcio hidratado. (53)

Este ambiente crea una superficie cargada negativamente por lo que se ven atraídos los iones calcio del medio dando lugar a una doble capa eléctrica; ésta es la **tercera etapa** (53).

Etapa 3

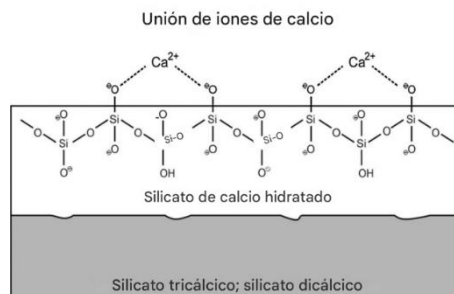


Figura 12. Representación esquemática de la unión de iones calcio. (53)

La **cuarta etapa** tendrá lugar cuando el cemento de silicato de calcio fraguado se sumerge en una solución que contiene fosfato, éste interactúa con el calcio en la superficie, formándose los precursores de fosfato de calcio amorfo (ACP). Estos precursores se conocen como cúmulos de prenucleación. Cuando hay una superficie que induzca su nucleación se dará la precipitación de ACP globulares en la superficie del cemento fraguado (53).

Etapa 4

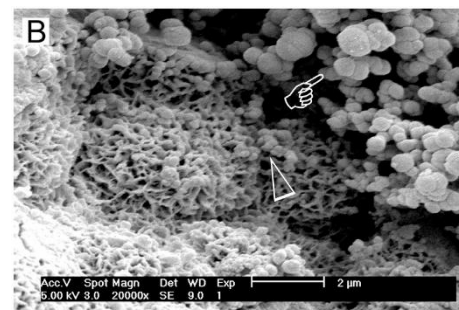


Figura 13. Representación esquemática de los precursores de fosfato de calcio amorfo. B). Imagen de microscopía electrónica de barrido se observan los depósitos de fosfato de calcio amorfo en forma de racimos (señalado con puntero). Algunos de ellos más pequeños se ven en la flecha dispersos en el silicato de calcio hidratado.(53)

En la **quinta etapa** se da la transformación del fosfato de calcio amorfo en apatita carbonatada, teniendo una etapa intermedia: el fosfato octacálcico (53).

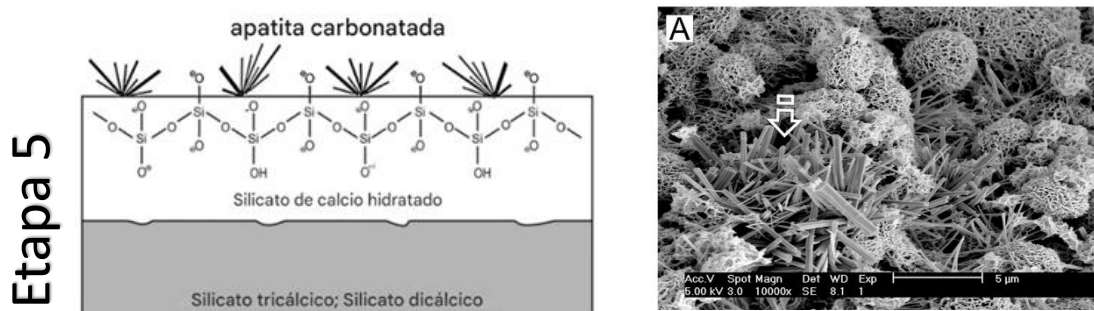


Figura 14. Representación esquemática de la formación de la apatita carbonatada. A) Se observan por microscopía electrónica de barrido los cristales de apatita carbonatada. (53)

Subsecuentemente se dará la migración de células y diversas proteínas que llevarán a la formación de la matriz ósea y posterior maduración del tejido como tal, para lograr la mineralización (53).

De esta formación de apatita carbonatada en la superficie, es que la ciencia se ha valido para demostrar la bioactividad de los biomateriales in vitro. Los cementos de silicato de calcio hidráulicos cumplen con esta condición, catalogándolos entonces como bioactivos. Sin embargo, han surgido estudios cuestionado este parámetro de evaluación, al no poder demostrar in vivo la unión del tejido óseo a geles de óxidos metálicos, mientras que éstos in vitro reportan formación de apatita carbonatada en su superficie (53).

Por tanto, los autores se plantean en la revisión el análisis in vivo de los cementos de silicato de calcio hidráulicos. Concluyen que no hay evidencia suficiente para afirmar que éstos son bioactivos in vivo, dado que los estudios que se reportan al respecto no tienen significancia estadística. En oportunidades muestran que se da la unión entre el MTA y el hueso, pero en otras se ve una interfaz con tejido fibroso, no logrando predecir ante que condición se dará una u otra. Si bien parece lógico extrapolar esta condición del MTA a los diferentes cementos en base al mismo, no hay evidencia sólida al respecto (53).

La composición específica del material genera diferentes resultados en los estudios in vitro analizados. La concentración de sílice en el material afecta la capacidad de unión y la sustitución del CaO por Al_2O_3 en los biocerámicos altera la interacción de este con el medio, el intercambio iónico se ve afectado, al igual que el potencial isoeléctrico que cambia a positivo (factor a tener presente en aquellos materiales que tienen aluminato tricálcico). La sílice/silicato aumenta la

expresión de la osteoprogesterina, ésta se relaciona a la disminución de la actividad osteoclástica. Ésta actúa como receptor señuelo para el ligando RANKL, ya que el RANKL se uniría a las células osteoblásticas progenitoras para que se diferencien los osteoclastos y a los osteoclastos inmaduros para su maduración. Es entonces que, este compuesto favorece la osteogénesis indirectamente al inhibir a los osteoclastos. (54).

Lim y col. establecen como parámetros de bioactividad, la expresión de diferenciación osteogénica y el potencial de mineralización, relacionando los selladores a base de silicato de calcio como bioactivos. Destacan que el IRoot SP[®], MTA fillapex[®] y Apatite Root Sealer[®] tienen potencial de diferenciación osteoblástica en comparación con el Sealapex[®]. Estos autores describen también la biomineralización de túbulos dentinarios ante microscopía electrónica de barrido cuando son sellados con gutapercha y Endoseal MTA[®] (52).

Sanz y col. en su revisión reportan que, en los selladores de silicato de calcio en comparación con los controles negativos, se vieron formaciones de nódulos calcificados (evidencia que se relaciona a bioactividad). Por otra parte, se tomaron en cuenta estudios que usan marcadores cementogénicos, osteogénicos y odontogénicos, presentando regulación positiva en materiales como Biodentine[®], BioC reparador[®], Totalfill BC[®] y iRoot Fast Set[®] (30).

b) Antimicrobiano

Durante el tratamiento endodóntico en conductos infectados se utilizan diversas estrategias para el control de la flora existente con objetivo de disminuir la viabilidad microbiana y alcanzar la posterior reparación de los tejidos. Sin embargo, algunos microorganismos logran evitar todas las estrategias empleadas en la limpieza y conformación. Contar con un efecto antimicrobiano en la obturación, sería deseable para actuar contra esos microorganismos residuales, así como también contra aquellos que pudieran colonizar ante una filtración del sistema de conductos (55). El sellador también puede tener un rol antimicrobiano indirecto, al realizar un sellado hermético del sistema de conductos, encapsulando los microorganismos y tornando inviable su desarrollo (20).

Los selladores de silicato de calcio hidráulicos presentan efectos antimicrobianos mayores respecto de otros grupos (20,29,52). Estos selladores tienen, como resultado de su interacción con el medio, la liberación de hidróxido de calcio, alcalinizando el medio. EndoSequence BC, iRoot SP y Endo CPM son los selladores que reportan mayor alcalinidad; le siguen MTA Fillapex y Endoseal MTA. La condición de hidrofiliidad de estos selladores promueve una mejor difusión

de los iones hidroxilos en los túbulos dentinarios y zonas de difícil acceso para la conformación, como deltas, conductos accesorios, furcales, secundarios e istmos (52).

Las pruebas comúnmente realizadas son de alcalinidad y pruebas de contacto directo con los microorganismos más comúnmente asociados a infecciones endodónticas como el *Enterococcus faecalis* (29). Chen y col. compararon la acción antimicrobiana de tres selladores biocerámicos (AH plus Bioceramic, Bio-Root RCS y BioRoot Flow) con el sellador AH Plus (a base de resina epoxi). Reportaron que la alcalinidad alcanzada por los silicatos de calcio es alta y sostenida (en ensayos hasta 90 días), el AH Plus fue más bajo que el grupo control, relacionándolo por tanto con un menor efecto antimicrobiano. En sus pruebas de contacto con *Enterococcus faecalis* y *Fusobacterium nucleatum*, todos los selladores se comportaron de manera similar, no alcanzando un buen desempeño al no tener un efecto significativo sobre las unidades formadoras de colonias (UFC), a pesar de que el AH Plus Bioceramic a los 28 días redujo las UFC no alcanza para demostrar un mejor desempeño (55). Haddad y cols., citan estudios donde el MTA Fillapex muestra un mejor desempeño en pruebas de contacto directo con *Enterococcus faecalis* que el Endo CMP, atribuyéndolo a la presencia de resina. No obstante, su acción no fue sostenida una vez que éstos fraguan, a pesar del elevado pH (29). Lim y col. también reportan que el iRoot SP elimina todos los microorganismos en pruebas de contacto directo, a diferencia del AH Plus, pero esta acción que no se sostuvo transcurridos 7 días de su fraguado. BioRoot RCS también mostró mejor desempeño que el AH Plus y lo sostuvo transcurridos 30 días de su fraguado. EndoSequence BC reportó efectos antimicrobianos contrapuestos en diferentes estudios (buen efecto antimicrobiano o ningún efecto) (52).

Komabayashi y col., exponen que el EndoSequece BC tiene mejores efectos antimicrobianos que los selladores en base a ZOE y resinas epoxi; el TotalFill BC tendría un buen efecto sobre microorganismos planctónicos y en biofilm después de 7 días de fraguado (20).

Linares y col. en su reciente estudio experimental compararon en biofilms dentinarios, el comportamiento antimicrobiano de los selladores AH plus BC, BioRoot RCS y AH plus. Se evaluó el comportamiento a corto (1 semana) y largo (6 semanas) plazo. Se reportó que el AH plus presenta a corto plazo una buena actividad antimicrobiana, relacionado a la liberación de formaldehídos bactericidas durante el fraguado, pero no se sostiene en el tiempo. Por otro lado, el AH plus BC tiene una baja actividad a corto plazo y alta a largo plazo, el BioRoot RCP tiene buena actividad a corto y largo plazo. Los autores relacionan estos resultados al tipo de sellador analizado. Los selladores a base de silicatos de calcio tienen mejor actividad antimicrobiana y la variabilidad entre ellos es atribuida a las proporciones de silicatos en su composición y a su

presentación. Mientras que el BioRoot RCP se mezcla con un vehículo, la hidratación de la mezcla se garantiza y comienza su acción inmediatamente; por otro lado, el AH plus BC de presentación en jeringa premezclado requiere de la humedad del entorno para su fraguado, por lo que su acción comienza a tener mejor desempeño a largo plazo. Los silicatos de calcio en la composición del sellador, además de las reacciones ya descritas, generan disociación de iones Ca_2 y Si_4 y éstos afectan las membranas bacterianas, despolarizándolas y llevando a la lisis celular. El radiopacificador también puede relacionarse a un mejor efecto antimicrobiano, en este caso el dióxido de zirconio presente en el AH plus BC. (56).

c) Solubilidad

Esta propiedad de los selladores relaciona la pérdida de masa que éstos pueden tener al ser inmersos en agua destilada (ISO 6876) (7), no debe superar el 3%. Pérdidas mayores podrían comprometer la hermeticidad del sellado (29). Los selladores hidráulicos de silicato de calcio al tener un fraguado por hidratación, exhiben una ligera expansión en esta reacción favoreciendo el sellado (52); sin embargo, las pruebas de solubilidad para este grupo dan resultados muy dispares desde el 1.2% al 37.5%. Camilleri explica este gran rango de resultados, por la gran variabilidad experimental entre los estudios reportados, por ejemplo, cuánto tiempo transcurre entre que el sellador fragua y es expuesto a la inmersión en agua (35).

En la revisión sistemática y metaanálisis de Silva y col. se indagó sobre las controversias en la literatura respecto de la solubilidad de este grupo de selladores. Seleccionaron estudios que utilizaron como estándar de comparación al sellador AH plus, ya que es el que presenta menor solubilidad bajo los parámetros de la norma ISO. Esta propiedad del AH plus se asocia a su composición. Se presenta en dos pastas que al mezclarse se dará una reacción de fraguado con enlaces covalentes de grupos amina y epoxi, como resultado se obtiene un polímero con alta densidad de reticulado. Durante este proceso se liberan productos que hacen a la citotoxicidad del sellador, pero que luego de esta etapa de fraguado se estabiliza y deja de serlo. Los selladores de silicatos de calcio comparados obtuvieron solubilidades mayores. Existen muchas investigaciones asociadas al MTA fillapex. Éste presenta valores superiores de solubilidad, incluso por fuera de los permitidos por la ISO. Este sellador tiene en su composición un porcentaje bajo de silicato de calcio (13,2%) y presenta resina de salicilato, lo que hace que se cuestione la reacción de fraguado con la humedad como cemento hidráulico; incluso objetando su real endurecimiento. Debido a estas reacciones es que la solubilidad es alta y permite la liberación al medio de productos tóxicos que hacen a su citotoxicidad. Los selladores como el Totalfill BC, Sealer Plus BC, Bio C sealer, BioRoot RCS, también arrojaron resultados de solubilidad mayores

al AH plus. Los autores se lo atribuyen al tamaño de partícula más pequeño (nanopartículas) que aumentan la posibilidad de intercambio en la mezcla, así como ese endurecimiento dudoso. Ante dichos resultados se proponen que se debería regular mejor los mecanismos de evaluación para estos selladores ya que los entornos de evaluación de solubilidad no replican las condiciones que se darán en el conducto de humedad y por tanto de endurecimiento de dichos selladores. Para compensar esta dificultad se han propuesto evaluaciones en solución de fluido corporal simulado, por ejemplo (57).

Saghiri y col. en un reciente estudio in vitro analizaron la solubilidad de estos selladores, pero lo realizan en estudio del estrés estático y dinámico. Compararon muestras realizadas de forma convencional expuestas a las pruebas tradicionales estáticas de solubilidad midiendo en el tiempo de 30, 60 y 90 días de inmersión en agua destilada y por otro lado analizaron pruebas de solubilidad someténdolas a un termociclado (estrés dinámico). Este procedimiento consiste en someter las muestras a cambios de temperaturas para lograr imitar el envejecimiento del material en la cavidad oral. Por tanto, someten las muestras a 20, 50 y 100 ciclos de termociclado. Como resultado objetaron su hipótesis de que los materiales no aumentarían su solubilidad en estática ni dinámica. El comportamiento del AH plus si bien fue de menor solubilidad que los biocerámicos, también aumentó su solubilidad con las pruebas (58).

d) Adhesión

La adhesión es una propiedad deseable de un sellador, si es que favorece al sellado lo más hermético posible del sistema de conductos, ya que busca una fuerza de unión con la pared dentinaria y a su vez con el material de núcleo de la obturación(59). Tagger propone describir en términos de fuerza de unión del sellador más que de adhesión, ya que estrictamente adhesión refiere a la fuerza de atracción de las moléculas entre las dos superficies mientras que en el comportamiento de los selladores hay otras condiciones que entran en juego como las trabas mecánicas que se pueden generar al fluir los selladores en la pared dentinaria (28).

Atmeh y col. buscaron determinar cómo se da la unión de un cemento hidráulico con la pared dentinaria. El estudio evaluó la interacción del Biodentine que es considerado un cemento hidráulico de silicato de calcio, pero en la categoría de restaurador (no es un sellador de conductos radiculares) y lo compararon con el cemento de ionómero de vidrio (IV). Se concluyó que en la interfaz del Biodentine con la dentina, se produjeron “tags”. Los tags se catalogan como penetraciones del sellador en la dentina. Los autores pudieron observar que la interacción que éste tuvo, causó un efecto cáustico en la dentina por el alto pH asociado a la liberación de

hidróxido de calcio durante la hidratación. Este efecto produjo una desnaturalización del colágeno presente en la dentina y un posterior intercambio mineral en dicha zona. Los autores la denominan como “zona de infiltración mineral”, la cual es rica en carbonatos. En la interfaz con el IV se observó una afectación de la dentina, debido a los ácidos poliacrílicos que la desmineralizan, hallando también el depósito de fluoruros (60).

A partir de este estudio, Benezra y col. reproducen el diseño experimental y lo aplican con selladores biocerámicos (Endoseal, BioRoot RCS, MTA Fillapex), para caracterizar la interfaz dentina-sellador (Figura 15). Se buscó en dicha interfaz, la zona de infiltración mineral descrita en estudios anteriores. Todos los selladores incluso el AH plus utilizado como gold estándar, mostraron infiltración en los túbulos dentinarios (se destacó el AH plus). La estructura del sellador fraguado se evaluó y arrojó que el AH plus y el Endoseal no sufrieron modificaciones estructurales, sin embargo, el MTA Fillapex y el BioRoot RCS tuvieron modificaciones en la zona de la interfaz. El BioRoot además presentó regiones donde se dio un espacio entre ambos. Los autores concluyeron que no se dio la zona deseada en la interfaz (61).

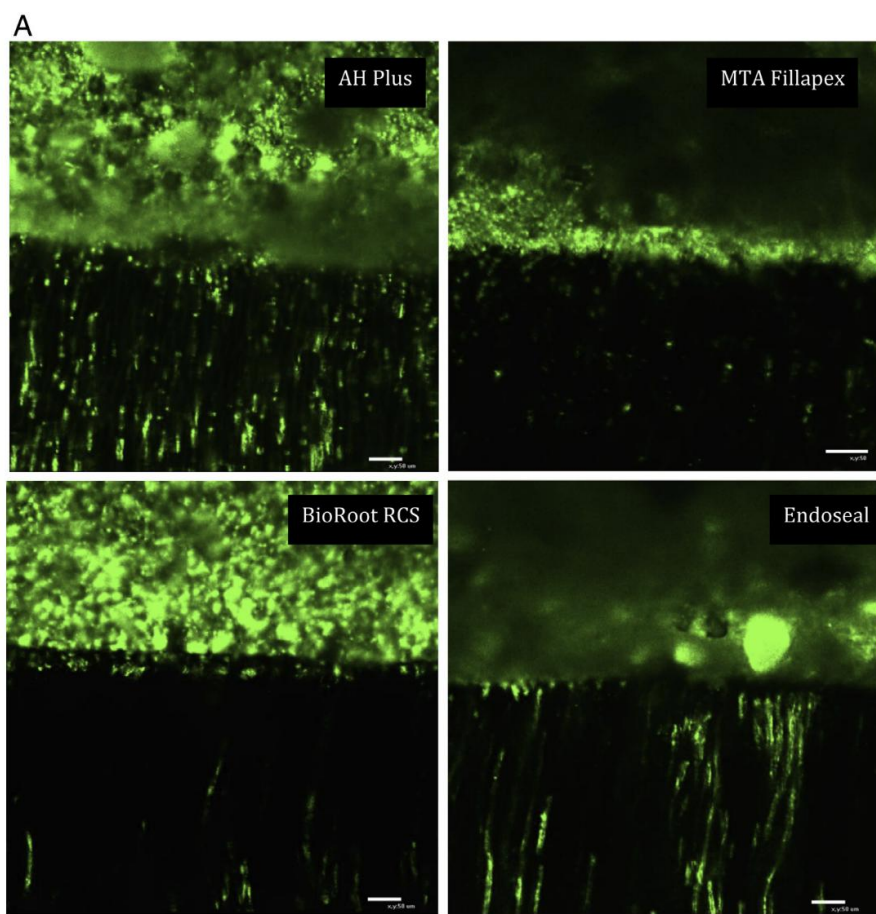


Figura 15. (A) Micrografías confocales que muestran la interfaz de los selladores del conducto radicular en contacto con la dentina radicular, evidenciando la interacción de los selladores con la dentina y la penetración del sellador en los túbulos dentinarios (61).

Arikatla y col. evaluaron la adaptación a la pared dentinaria y la profundidad de penetración en los túbulos dentinarios de dos selladores biocerámicos (BioRoot RCS y MTA Plus) y el AH Plus (Figura 16). Los biocerámicos presentaron espacios vacíos en la interfaz sobre todo a nivel de tercio apical, mientras que la adaptación del AH Plus fue superior. No se pudo registrar la zona de infiltración mineral descrita para los biocerámicos reparadores. La penetrabilidad también fue superior en el sellador resinoso, el comportamiento fue diferente en cada sector del conducto teniendo peor desempeño cerca del ápice.(62)

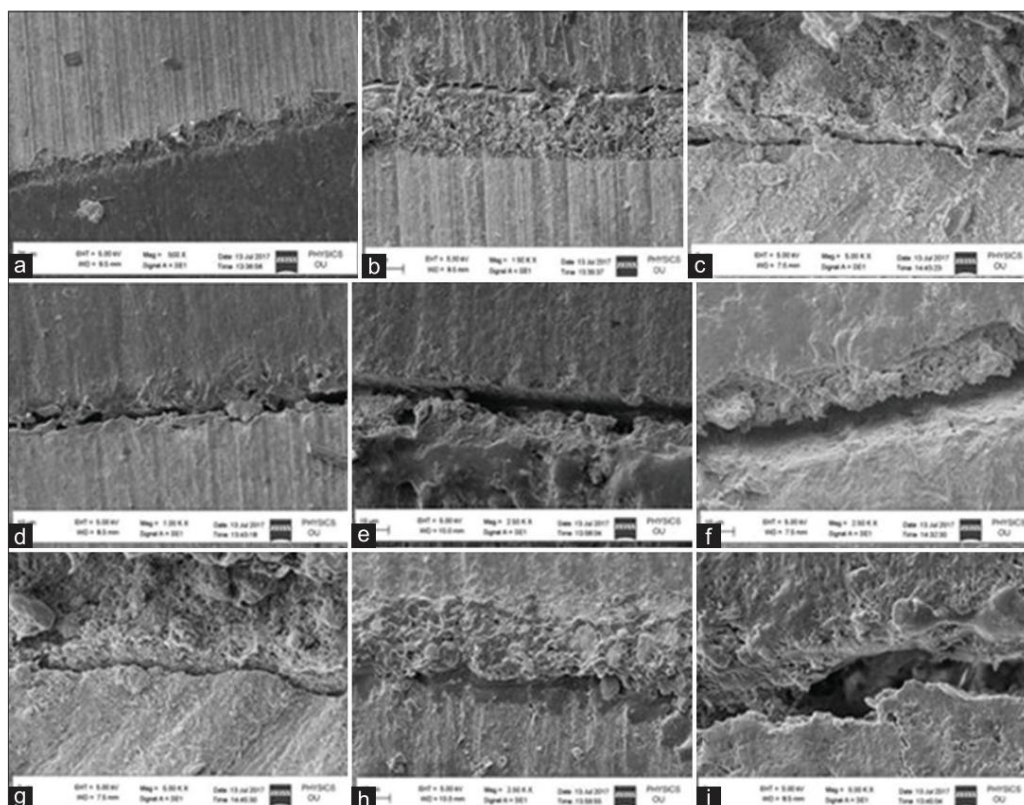


Figura 16. Imágenes de microscopía electrónica de barrido de la interfaz entre el sellador y la pared dentinaria en los diferentes tercios radiculares: Grupo I (AH Plus) en el tercio coronal (a), medio (b) y apical (c); Grupo II (BioRoot RCS) en el tercio coronal (d), medio (e) y apical (f); Grupo III (MTA Plus) en el tercio coronal (g), medio (h) y apical (i) del conducto radicular. (62)

Por otra parte, se ha planteado cómo las condiciones de la pared dentinaria podrían interferir en la adhesión. Nagas y col. estudiaron cómo se comportan 4 selladores endodónticos de acuerdo a la humedad de la dentina antes de realizar la obturación. Se consideró que el acondicionamiento de dicha pared podría afectar el desempeño de dichos selladores. Por lo que plantearon 4 situaciones intraconducto: conducto seco (último lavado con etanol), humedad normal (secado con conos de papel), húmedo (aspirado con aguja y baja potencia) y mojado (se dejó el conducto con agua). Se analizaron 4 selladores: AH plus, iRoot SP, Mta Fillapex y Epiphany Resilon. Los autores concluyeron que, si bien los selladores biocerámicos son hidráulicos, la condición de “conductos mojados” exhibió una adhesión deficiente en todos los selladores. De

la misma forma una dentina totalmente seca, empeoró el comportamiento de todos los selladores; lo que lleva a concluir que su mejor desempeño se da en condiciones de "humedad". De los 4 selladores el iRoot Sp fue el que presentó mejor performance, asociándolo a un tamaño de partícula menor y buena fluidez para llegar a lugares anatómicos desafiantes. El MTA fillapex no tuvo un buen desempeño, a pesar de ser un biocerámico (59). Khurana y col. evaluaron esta misma condición para tres selladores (MTA fillapex, Endosequence BC y AH Plus) bajo dos condiciones del conducto, seco con cono de papel y seco con cono de papel y alcohol isopropílico al 70 %. Se testearon bajo pruebas de resistencia de unión por empuje, arrojando que el Endosequence BC tuvo mejor desempeño que el AH Plus y este último más que el MTA Fillapex en todos los tercios radiculares en ambos grupos de prueba. El grupo que empleó el alcohol isopropílico al 70% aumentó la resistencia de unión (63).

La adhesión deseada de los selladores también se evalúa con pruebas mecánicas de empuje, que buscan cuantificar la fuerza originada en la unión de la interfaz. Khoury y col. concluyeron que los dos selladores biocerámicos utilizados (TotalFill BC y AH Plus Bioceramic) presentaron mayor resistencia que el AH Plus, arrojando por tanto mayor fuerza de unión en su interfaz. Los autores atribuyen esta superioridad a la interacción descrita de los biocerámicos con la dentina como zona de infiltración marginal (64). Varios autores han puesto a prueba esta característica de los biocerámicos y los resultados en la literatura son muy diversos. Nogueira y col. condujeron una revisión sistemática y metaanálisis al respecto y compararon los biocerámicos al AH Plus (gold estándar de los selladores endodónticos). Los autores concluyeron que la resistencia no es mayor en los biocerámicos (coincidiendo con Lim y col. (52)). Destacaron que el MTA Fillapex tuvo un comportamiento más deficiente que el AH Plus y que el Endosequence BC; este hallazgo se explica por su composición de silicato de calcio en baja proporción (13,2%) y resina salicilato, lo que llevaría a reacciones de fraguado distintas y por tanto comportamiento biomecánico diferente. El buen comportamiento del sellador resinoso se debe a la unión con enlaces covalentes a la dentina. Cabe señalar que la diferencia en las técnicas de obturación empleadas, los protocolos de irrigación y acondicionamiento dentinario, hacen a diferentes comportamientos de los selladores por lo que los autores buscaron aquellos artículos comparables (65). Este criterio de inclusión es una premisa destacable para poder plantear el análisis de adhesión de los selladores endodónticos.

e) Radiopacidad

El cemento de Portland como base de los materiales biocerámicos, desde su comienzo requirió del agregado de algún agente radiopacificador para cumplir con los estándares exigidos. A lo

largo del desarrollo de estos materiales biocerámicos han surgido diferentes sustancias propuestas y cada fabricante además opta por proporciones diferentes. Duarte y col. evaluaron la radiopacidad de diferentes agentes al agregarlos al cemento de Portland. El óxido de bismuto (que fue el primero que se utilizó) aportó lo necesario como radiopacificador, pero se reportaron problemas en la matriz del sellador fraguado al no permitir actuar toda el agua en la reacción de hidratación, lo que da como resultado peores propiedades mecánicas en el sellador. Se evaluó la incorporación de óxido de zirconio y tungstato de calcio, dando como resultado una radiopacidad menor a la del óxido de bismuto, pero suficiente para cumplir con la ISO. El óxido de plomo y el subnitrato de bismuto obtuvieron valores similares al óxido de bismuto. Se planteó como posibilidad de mejora, el estudio de cómo cada uno afecta o no las propiedades del sellador (66).

Los selladores a base de silicato de calcio premezclados presentaron valores aprobados por la ISO, a pesar de ser más bajos que los del AH Plus. A su vez aquellos grupos que corresponden a polvo líquido presentaron una radiopacidad menor (67).

f) Discromía

El mantenimiento del color de las estructuras dentarias luego de realizar el tratamiento endodóntico (Figura 17), es una exigencia cada vez más frecuente de los pacientes y un elemento a tener en cuenta a la hora de seleccionar el sellador a utilizar (33).



Figura 17. Incisivo central superior tratado con MTA, con decoloración coronaria. (69)

El óxido de bismuto se ha relacionado por muchos investigadores como un posible causante de del cambio de coloración dentaria. Camilleri no sólo lo relacionó con la decoloración, sino que además analizó como éste puede interactuar con los remanentes de solución irrigante en el

conducto como el hipoclorito de sodio e incluso la presencia de la luz y/o el dióxido de carbono como agravantes. Al contacto con el hipoclorito de sodio la reacción de ambos lleva a la formación de una sustancia marrón oscura, el bismutato sódico. Los resultados arrojaron que este producto por sí solo es causante de decoloración, pero la presencia de hipoclorito de sodio puede agravar la discromía. A ello se sumó que los iones de bismuto tienen la posibilidad de moverse, encontrándose en tejido subcutáneo a los 3 meses de su utilización y en tejido dentario vecino en tan solo 4 semanas. Ante estos hallazgos se concluyó la recomendación de no utilizar este radiopacificador y sustituirlo por otros que aportaran buena radiopacidad sin estas desventajas (68). Desde estos hallazgos otros radiopacificadores se han estado empleando. (69)

En diferentes estudios se ha visto que todos los selladores han mostrado decoloraciones dentarias, con diferentes comportamientos (Figura 18). Se reportó la existencia de varios factores que contribuyeron a que los selladores endodónticos no causen decoloración: a) realizar un lavado con solución salina posterior a la irrigación final de hipoclorito de sodio, para remover el mismo del sistema de conductos e incluso de los túbulos dentinarios (con penetrabilidad bajo activaciones de hasta 300 μm), b) dejar el sellado del conducto 2mm por debajo del límite amelocementario, c) limpiar la cámara pulpar con alcohol retirando todos los residuos que puedan haber quedado. Los selladores biocerámicos como el Totalfill BC y el BioRoot RCS mostraron diferente comportamiento que el AH Plus, ya que la decoloración asociada a éstos tiende a una pérdida de brillo y a tornarse al amarillo (70).

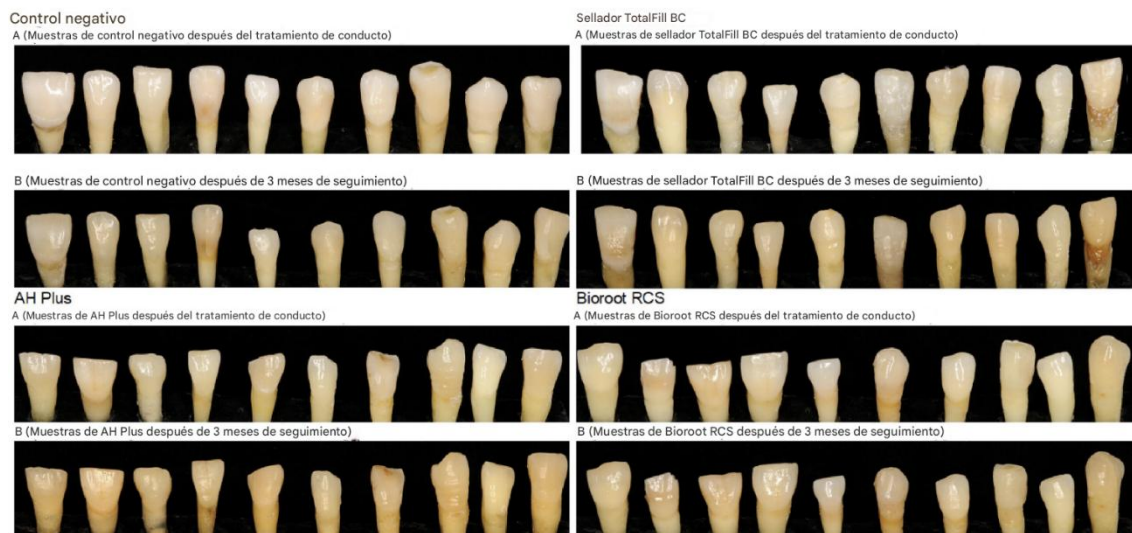


Figura 18. Imágenes clínicas de las muestras de los grupos de estudio. Nota al pie: Se presentan dos paneles para cada uno de los grupos de estudio (control negativo, AH Plus, TotalFill BC Sealer y Bioroot). El Panel A muestra las muestras inmediatamente después del tratamiento de conductos radiculares. El Panel B muestra las muestras tres años después del tratamiento de conductos radiculares (seguimiento de 3 años). (70)

g) Capacidad de sellado

La capacidad de sellado de un cemento sellador influye en la posibilidad de generar las mejores condiciones tridimensionales de la obturación del sistema de conductos, y por tanto el éxito del tratamiento endodóntico. El tamaño de partícula del sellador, la temperatura y el tiempo de la mezcla, condicionan su fluidez; propiedad que le permite penetrar en los desafíos anatómicos como istmos, conductos laterales, furcales y secundarios, así como en los túbulos dentinarios (71).

Los selladores biocerámicos premezclados como el Ceraseal, AH Plus Bioceramic, NeoSealer Flo; demostraron un buen comportamiento, cumpliendo con la norma ISO y las especificaciones del fabricante (67,72).

Las pruebas de microfiltración son las más populares para evaluar la posibilidad de filtraciones y la calidad del sellado. Se ha visto que el Endosequence BC es el que ha reportado mejores resultados dentro de los biocerámicos. Sin embargo, hay que destacar que estas pruebas se han criticado para evaluar a selladores hidráulicos, ya que se da la absorción de agua de su entorno para su fraguado. Esto ha llevado a resultados diferentes dentro del grupo durante las pruebas (20). Otros autores han comparado estas fugas en el tiempo, pudiendo concluir que los selladores biocerámicos requieren ser evaluados en mayor tiempo ya que su reacción de fraguado final tiene mayores demoras. También se demostró cómo los valores de los selladores de silicato de calcio fueron mayores a los de resina a las 4 semanas, mientras que a los 7 días la relación fue inversa (52).

Ashkar y col., mediante una revisión sistemática de la literatura estudiaron la capacidad de sellado de los selladores de silicato de calcio y su penetrabilidad en los túbulos dentinarios. Incluso analizaron otras variables que pueden afectar esta propiedad. El sellador Endosequence BC presentó la mayor penetrabilidad en túbulos dentinarios analizada entre los biocerámicos, pudiéndose correlacionar con el pequeño tamaño de su partícula (menor a una micra). El MTA Fillapex presentó diferentes resultados, mientras en un estudio tuvo mejor comportamiento a nivel de tercio medio radicular en comparación con IRoot Sp, BioRoot RCS, en otro el IRoot SP obtuvo un mejor desempeño; atribuyendo dichas diferencias a los métodos de observación planteados por los autores. La técnica de obturación utilizada es un factor que se planteó como condicionante en la capacidad de sellado. Si bien hay varios estudios que lo analizan hay resultados contrapuestos comparando las técnicas más utilizadas con estos selladores: cono único y condensación vertical con calor. Por un lado, mayor penetración compactando con calor en forma vertical, pero cuestionando cómo afecta el calor a las propiedades del sellador, no se

llegó a resultados concluyentes. La activación e irrigación final del sistema de conductos afecta esta propiedad, mostrando que los selladores IRoot SP, MTA Fillapex y GuttaFlow Bioseal mejoraron significativamente su penetrabilidad con la irrigación ultrasónica pasiva y la activación fotoacústica pulsada (PIPS) (irrigación activada con láser, causa con cada pulso ondas de choque que limpian la pared dentinaria). La forma del conducto, así como la disposición de los túbulos dentinarios, contribuyeron al sellado. Mientras que los mejores valores se obtuvieron en el tercio cervical del conducto y van disminuyendo hacia apical, se los correlacionó con el número, tamaño y permeabilidad de los túbulos. En los conductos ovales se logró mejor sellado cuando se realizó más fuerza de embolo en la técnica de obturación sumando conos accesorios, en lugar de la técnica con cono único (71).

h) Tiempo de fraguado

El tiempo de fraguado es el tiempo que le lleva al sellador endurecer completamente dentro del sistema de conductos; en el caso de los selladores hidráulicos dependerá de la presencia de agua para su fraguado, por lo que las condiciones de humedad del conducto afectarán al fraguado del sellador directamente (29). Cuando los selladores biocerámicos están formados por trisilicatos y disilicatos de calcio, el tiempo de fraguado se verá influenciado por los trisilicatos, mientras que la reacción de hidratación más lenta de los disilicatos proporcionará un refuerzo estructural adicional. Los aspectos a considerar para esta propiedad de los selladores incluyen la reacción de fraguado, el tamaño de las partículas, el pH, la temperatura y la cristalinidad (69).

Las normas ISO 6876/2012 establecen los protocolos para medir el tiempo de fraguado de los diferentes selladores (Figura 19). Establecen que se debe colocar el material en un disco de acero inoxidable de 10 mm de diámetro por 2 mm de alto, luego se pauta el intervalo de tiempo en el que se introducirá perpendicular a la superficie una aguja de Gilmore de 100 g y 2 mm de diámetro en la superficie del material para evaluar si ésta genera una marca en el sellador, entonces se determina el tiempo de fraguado del material cuando ya no se genera una deformación en la superficie. Dado que los biocerámicos requieren agua para su

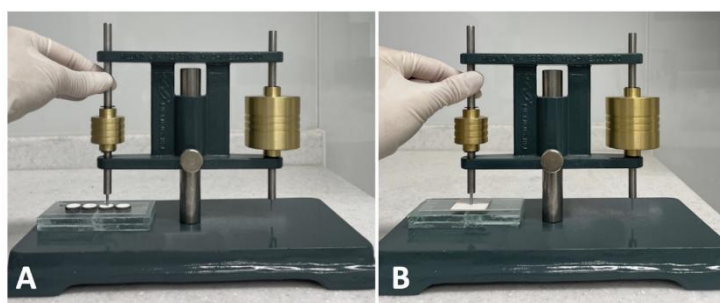


Figura 19. Configuración para la medición del tiempo de fraguado utilizando (A) molde de acero inoxidable y (B) molde de yeso con aguja de Gilmore. (76)

endurecimiento, estas pruebas se vieron modificadas; para materiales hidráulicos se utilizan cilindros de yeso de 10 mm de diámetro y 1 mm de altura, ya que el yeso es considerado un material poroso capaz de conservar agua, similar a la situación de la dentina (73).

Los selladores se han sometido a estas pruebas con resultados diferentes, cuando se prueban con los discos de acero inoxidable éstos no alcanzan a fraguar o tienen tiempo muy largos (74,75), mientras que las pruebas en discos de yeso logran optimizar las condiciones de prueba al replicar mejor las condiciones clínicas y brindar humedad para el fraguado de los materiales (74–76). Nogueira y col. proponen un estudio in vivo para una mejor evaluación de esta propiedad argumentando que las condiciones del conducto no se logran reproducir in vitro como para evaluar correctamente los selladores. Sin embargo, plantean como limitación que son ensayos destructivos y que no permiten determinar tiempos exactos de fraguado. En este estudio compararon los tiempos obtenidos para cuatro selladores en prueba bajo norma ISO expuesta y su método in vivo en ratas. Los selladores AH plus y BioC sealer fraguaron en ambas pruebas, mientras que Selapaex (a base de hidróxido de calcio) no fraguó en ninguna. El Totalfill BC alcanzó su fraguado in vivo, pero no así in vitro (74).

Se han reportado condiciones de evaluación diferentes para lograr acercar lo más posible estas pruebas a las condiciones clínicas del sellador, donde la condición de humedad de la dentina es la que brindará el agua necesaria para el fraguado de aquellos biocerámicos que la requieren del medio (son los premezclados). Los que se presentan en polvo-liquido éste ya aporta lo necesario para que la reacción se lleve a cabo. Xuereb y col. estudiaron 4 selladores, 3 biocerámicos (Endosequence BC, MTA fillapex, Septodont Sealer) y Apexit Plus (a base de hidróxido de calcio). Los autores obtuvieron a través de microscopia electrónica de barrido y difracción de rayos X, las caracterizaciones de cada material en su fraguado. El MTA fillapex tiene su base en el cemento de portland, óxido de bismuto, matriz de resina y óxido de silicio como aditivo, bajo difracción de rayos X no se observaron picos de portland. En los casos de Endosequence BC: silicato tricálcico, fase de fosfato de calcio y óxido de zirconio y en Septodont Sealer: silicato tricálcico y óxido de zirconio, estos últimos bajo difracción de rayos X se ve la formación de portland. Ante las pruebas ISO de fraguado, el Endosequence BC no alcanzó fraguado ante pruebas en seco, pero sí en condiciones de humedad (en la dentina de la pieza). Todos los selladores evaluados alcanzaron el fraguado en las condiciones de humedad del conducto simulado, demostrando una buena forma de evaluación con condiciones muy próximas a la clínica y buen desempeño de los selladores (77).

5.3.4 Implicancias clínicas

A la hora de seleccionar el sellador endodóntico para la obturación se debe de tener en cuenta, además de las propiedades ideales del sellador, aquellas implicancias clínicas que pueden condicionar al profesional. En este capítulo se analizará la selección de la técnica de obturación, el protocolo de irrigación, el dolor post-obturación y la posibilidad de retirar el material de obturación en caso de ser necesario realizar una revisión del tratamiento.

a. Técnicas de obturación

Existen diversas técnicas de obturación desarrolladas a lo largo de la historia (9). Los selladores hidráulicos pueden ser utilizados con todas ellas. La **técnica de condensación lateral y vertical en frío** ha sido ampliamente utilizada a lo largo del tiempo, la misma consiste en la selección de un cono de gutapercha “maestro” acorde al último instrumento utilizado para la conformación del conducto tanto en tamaño como en conicidad (Figura 20, a). Posterior a su verificación clínica (resistencia y retención) y radiográfica (adaptación óptima), se procede a obturar. Se emplea el sellador elegido para recubrir el cono y se lo lleva a posición. Se utiliza un espaciador para conferir el espacio a los conos accesorios (acordes al espaciador seleccionado) compactando lateralmente (Figura 20, b-d). El espaciador, de preferencia de Ni-Ti, debe llegar entre 1 a 2 mm de la longitud de trabajo, y así abordar las posibles curvas reduciendo el estrés de condensación lateral. Una vez se complete el conducto, se retira el exceso de conos con instrumento caliente y se compacta verticalmente (12) .

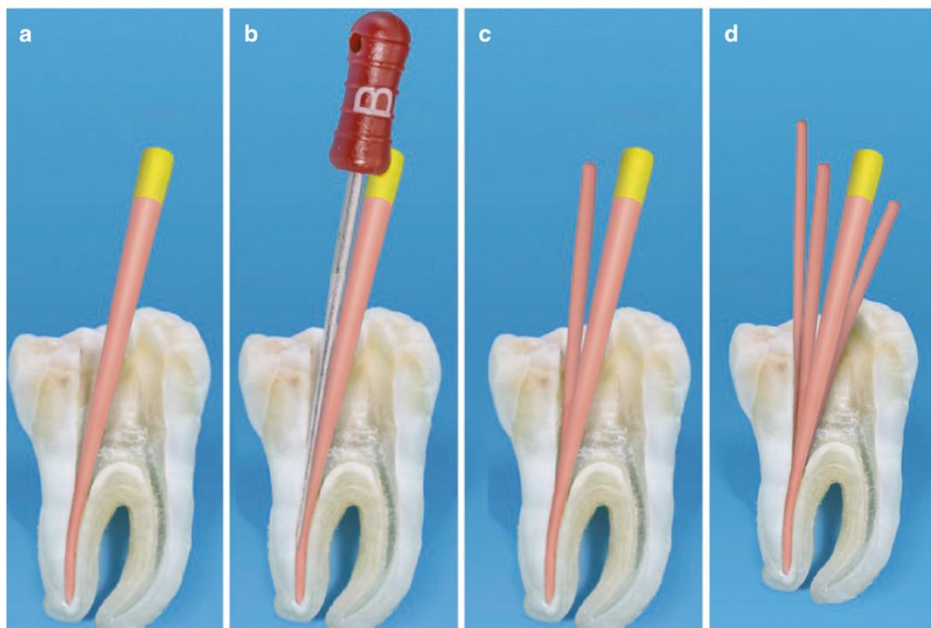


Figura 20. Pasos clínicos para técnica de compactación lateral usando cono maestro y accesorios de gutapercha y espaciador digital. (12)

Las desventajas de esta técnica es la imposibilidad de la gutapercha en frío para sellar los desafíos anatómicos como conductos en "c", istmos o deformaciones del conducto por reabsorciones. Es entonces que nuevas técnicas se desarrollaron, como las técnicas de condensación vertical con calor, técnica con soporte de núcleo o la de gutapercha inyectada (9).

Las **técnicas de condensación vertical con calor** y sus variantes, han sido estudiadas en su aplicación con selladores hidráulicos dado que el calor utilizado inherente a la técnica podría afectar el agua necesaria para el fraguado del sellador (12). El cambio de fase de la gutapercha ofrece la posibilidad de que esta se deforme y pueda brindar un mejor sellado del sistema de conductos. La gutapercha cambia de fase a 60° C pasando de su fase β (beta) a α (alfa), sin embargo, los dispositivos para realizar la técnica (portadores de calor) registran en el display, temperaturas entre 180 y 200°C. El tejido óseo es sensible a los cambios térmicos, por lo que un aumento de unos pocos grados llevaría a la necrosis del tejido. El estudio de los dispositivos demuestra que a pesar que registran estas temperaturas tan elevadas, en su punta solo tienen 80°C y una vez dentro del sistema de conductos la temperatura es menor aún, por lo que el aumento de temperatura extraradicular es bajo, y no lesionaría el tejido óseo circundante, haciéndola una buena técnica de trabajo (78,79). La técnica consiste en seleccionar un cono de gutapercha "maestro" 0,5 a 2 mm más corto que la longitud de trabajo, que posea resistencia al pasaje hacia los tejidos apicales. Se coloca sellador en el conducto y en el cono de gutapercha seleccionado y verificado con radiografía (Figura 21), se introduce en posición y mediante un transportador de calor adecuado al conducto (que llegue a 5mm de la medida de trabajo preferiblemente) se retira el exceso del cono; dejando la gutapercha del conducto termoplastizada y se condensa verticalmente, hasta medida de trabajo. Una vez verificado el buen sellado, se termina de completar el tercio medio y cervical del conducto con trozos de gutapercha que se termoplastifican y luego se condensan verticalmente (Figura 22 y 23) (12).

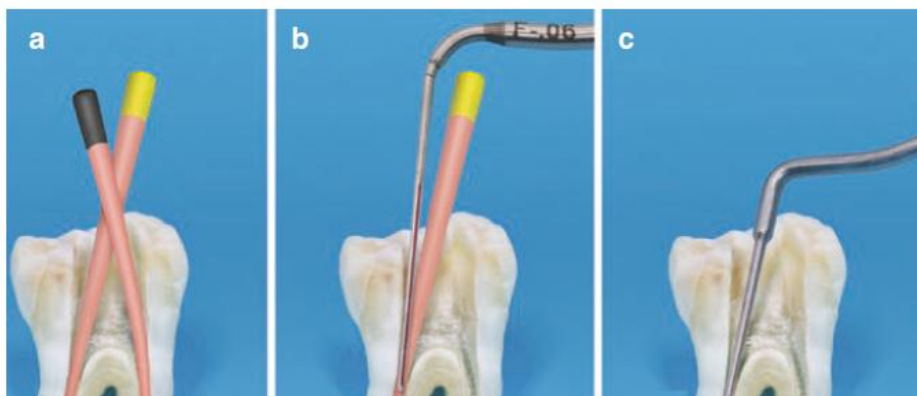


Figura 21. Técnica clásica de compactación vertical caliente. Se selecciona un cono maestro de gutapercha y se ajusta de 0.5 a 2.0 mm antes de la longitud de trabajo (a). Se aplica calor y se elimina la parte coronal del cono maestro de gutapercha utilizando un condensador (b). Se utiliza un condensador frío para compactar la gutapercha ablandada en sentido apical (c) (12).

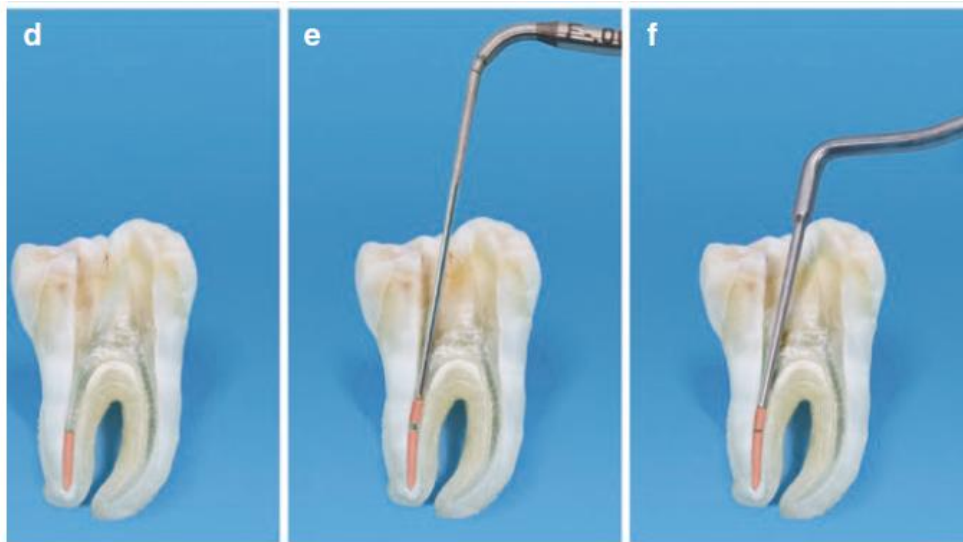


Figura 22. Se completa la compactación apical (d). Se coloca un pellet de gutapercha en el conducto y se aplica calor (e). El pellet calentado se condensa apicalmente con un condensador frío (f). (12)

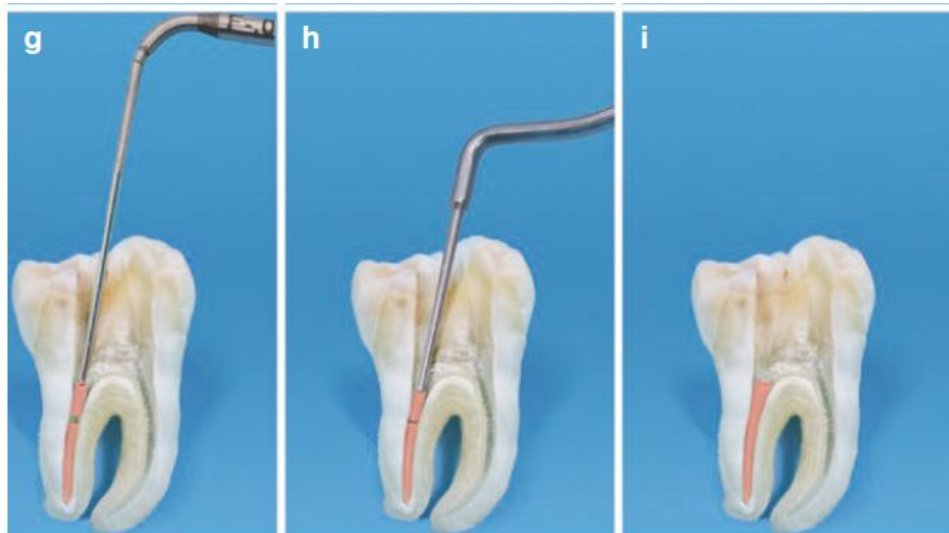


Figura 23. El procedimiento se repite en los tercios medio y coronal del conducto colocando y calentando pellets de gutapercha (g). Se usa un condensador frío para compactar la gutapercha ablandada (h). Conducto radicular completamente obturado (i) (12)

La **técnica de compactación de onda continua** es una variante de la de compactación vertical descrita. Se utiliza un dispositivo con dos puntas, una de ellas es el transportador de calor y la otra es capaz de inyectar gutapercha termoplastizada (Figura 24). La técnica replica la primera fase de la técnica de condensación vertical con calor y una vez se compactó el tercio apical, el tercio medio y cervical se rellena con la segunda punta que inyecta la gutapercha ya termoplastificada, los incrementos deben ser de a 3mm y condensar verticalmente hasta completar (12).



Figura 24. A. Dispositivo para técnica de compactación de onda continua, una punta para la compactación y la otra para el relleno del conducto con gutapercha termoplastizada. Las siguientes imágenes corresponden a los pasos de la técnica de compactación por onda continua (12).

Camilleri y col., analizaron cómo afecta el calor de esta técnica a 4 selladores. Incluyeron el MTA Fillapex, AH plus, Apexit Plus (base de hidróxido de calcio, pero contiene resina) y un sellador a base de silicato tricálcico experimental (para el momento de la investigación) de la compañía Septodont. El sellador a base de resina epoxi considerado estándar de oro en endodoncia no tuvo buen comportamiento cuando es sometido al calor, presentando menor tiempo de fraguado y un aumento en el espesor de la película. El MTA fillapex y el Apexit Plus no sufrieron cambios en su estructura ni comportamiento, recomendando por tanto su uso en estas técnicas. El sellador experimental, si bien no sufrió cambios estructurales con el cambio de temperatura, sí sus propiedades físicas se alteraron (78).

Camilleri y col. probaron dos selladores de silicato de calcio hidráulicos premezclados Totalfill y Hiflow BC para ser empleados en técnicas de condensación vertical con calor ya que el fabricante recomendaba su uso. Además, se plantearon medir la temperatura alcanzada por dos dispositivos transportadores de calor: E &Q Master y System-B; en ambos casos la temperatura registrada en el display del dispositivo no coincidía con la del extremo del transportador de calor y tampoco en la superficie radicular a diferente altura del conducto. Se describen en la siguiente tabla:

Dispositivo	Coronal (°C)	Raíz media (°C)	Apical (°C)
E&Q Master 180	65,3 ± 0,7	43,1 ± 0,2	46,2 ± 0,3
E&Q Master 230	71,0 ± 0,4	45,0 ± 0,3	49,1 ± 0,4
Sistema B 200	59,4 ± 0,9	42,2 ± 0,5	45,4 ± 0,7

Tabla 6. Temperaturas registradas en diferentes niveles en el conducto radicular con los distintos dispositivos y configuraciones

Ambos selladores se probaron para el rango de temperatura de 50 a 200 °C y ninguno tuvo afectación significativa, concluyendo que son posibles de emplear con esta técnica de obturación.

La Rosa y col. realizaron una revisión sobre los efectos del calor sobre los selladores biocerámicos. Se compararon varios selladores y se les evaluó el cambio en su composición como en sus propiedades físicas: tiempo de fraguado, solubilidad, fluidez y citotoxicidad. Se observó que algunos de ellos, como el Endosequence BC, Endosequence BC Hiflow, Totalfill y Total fill Hiflow, son compatibles con estas técnicas, no presentando cambios significativos, mientras que el Bioroot RCS presentó cambios como pérdida de peso, mayor viscosidad y disminución en su fluidez. Por tanto, es recomendable tener presente cuál de los selladores biocerámicos se emplea en técnicas de obturación con calor ya que no todos tienen un buen desempeño (80).

En un ensayo clínico, prospectivo, Zamparini y col. evaluaron un sellador biocerámico premezclado (Ceraseal) con técnica de condensación vertical con transportador de calor y su desempeño clínico en 24 meses en comparación la misma técnica aplicada con el sellador AH Plus. Los autores informaron que esta técnica de obturación ha sido probada con muy buenos resultados clínicos, sin embargo, se la asocia con extrusiones de sellador en la zona periapical. En los dos grupos se arrojaron resultados clínicos comparables (Figura 25 y 26). El sellador hidráulico obtuvo menores extrusiones y se las vio desaparecer en los controles clínicos siguientes (seguimiento de 24 meses) mientras que las que se asociaron al sellador resinoso se mantuvieron en los controles. Los autores concluyen que el sellador es apto para utilizar con esta técnica (81).



Figura 25. Grupo Ceraseal-TF. (A) la pieza 25 presentaba una lesión periapical grande. (B) Se produjo extrusión apical del sellador durante los procedimientos de obturación del conducto radicular. (C) La extrusión apical fue casi completamente reabsorbida después de 24 meses.(81)

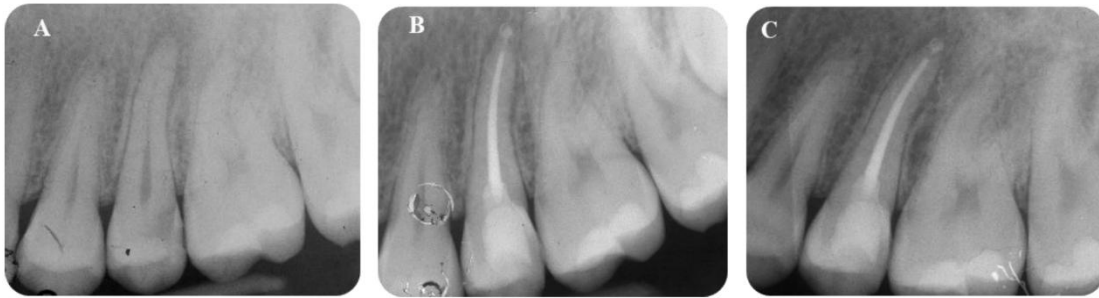


Figura 26. Grupo Ceraseal-TF. (A) El diente #25 fue tratado debido a una lesión cariosa profunda y pulpitis irreversible. (B) Seguimiento a los 12 meses de la obturación del conducto radicular. (C) Se observa que el sellador extruido apicalmente mostró una ligera reabsorción después de 24 meses. (81)

Drukteinis y Camilleri concluyeron que los selladores biocerámicos basados en agua como el BioRoot RCS están indicados en técnicas que emplean la gutapercha en frío por su alta sensibilidad al calor, mientras que aquellos selladores biocerámicos premezclados pueden ser utilizados con técnicas que emplean calor (12).

La **técnica de obturación de cono único**, consiste en el relleno del sistema de conductos con un sellador con buenas propiedades de fluidez, que no sufra contracción en su polimerización de forma significativa (ya que este estará en grandes volúmenes en algunos sectores del conducto), biocompatible y bioactivo, propiedades aplicables a los selladores biocerámicos. Esta técnica utiliza un cono de gutapercha “maestro” que se selecciona en medida de trabajo con el mismo tamaño y conicidad del último instrumento utilizado en la conformación del conducto, se coloca el sellador en primera instancia según las indicaciones del fabricante y luego se inserta lentamente el cono seleccionado (Figura 27) evitando movimientos bruscos que conlleven a la incorporación de aire y aumente la extrusión apical del sellador por su alta fluidez.(12)

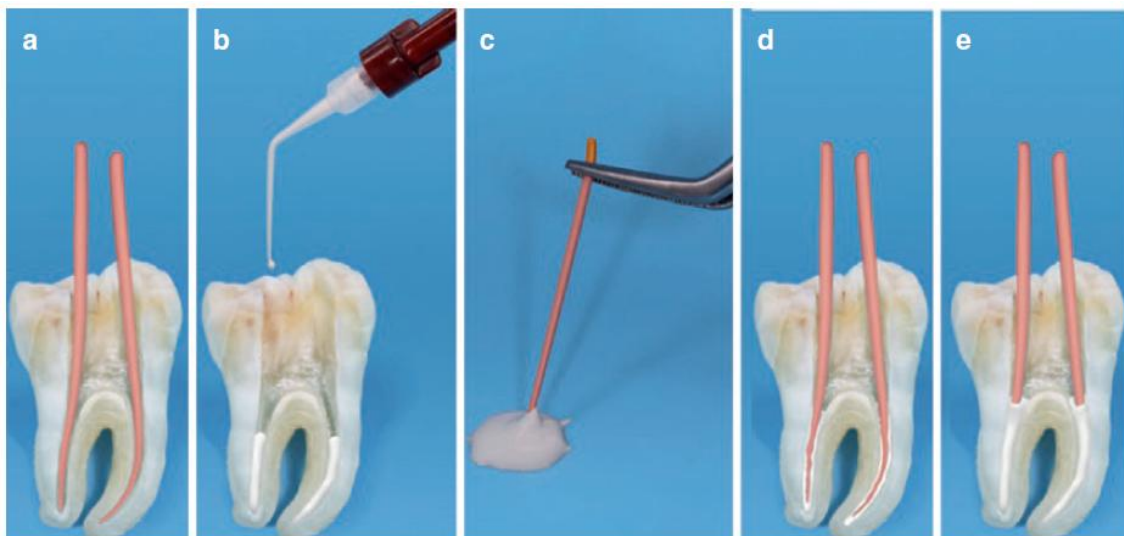


Figura 27. Pasos clínicos para técnica de obturación de cono único, usando sellador hidráulico de silicato de calcio BioRoot RCS y un único cono de gutapercha. (12)

Esta técnica se ha cuestionado por el entrapamiento de aire y, por tanto, la formación de huecos en la obturación que la harían menos eficaz que la técnica de onda continua de condensación vertical. Kim y col. realizaron un ensayo clínico aleatorizado prospectivo, comparando la obturación con onda continua y sellador AH Plus y técnica de cono único y sellador biocerámico (Endoseal TCS). Se evaluó el dolor post-obturación, la calidad de la obturación y los resultados clínicos a corto plazo (17 meses). La tasa de éxito total de los tratamientos no tuvo diferencias estadísticamente significativas, la obturación de onda continua tuvo 92,3% y la técnica de cono único 94,3%. Respecto del dolor postoperatorio y la extrusión del sellador, los autores concluyeron que afectan al resultado del tratamiento, pero el estudio, por sus limitaciones, requiere de más seguimiento y muestras más grandes. Por tanto, la técnica se puede considerar como una alternativa a las técnicas termoplásticas (82).

Collado-Castellano y col. Estudiaron la técnica de cono único (TCU) y sellador biocerámico en conductos ovals, comparándola con la técnica de cono único y condensación lateral (TCU-CL) con sellador AH Plus y la técnica con Guttacore (es un obturador de núcleo con gutapercha reticulada) (TG) con sellador AH Plus. Emplearon dientes con conductos ovals en los 3 grupos de estudio y los analizaron con microtomografía (micro CT) de alta resolución, pudiendo analizar las zonas donde fueron correctamente selladas y aquellas que presentaban espacios vacíos (Figura 28). Además, midieron el tiempo que llevó realizar cada una de las técnicas. Reportaron que todos los especímenes presentaron algún espacio vacío, la TCU-CL presentó mayor porcentaje de espacios vacíos. La TCU en la zona apical obtuvo el menor porcentaje de espacios vacíos, pero no exhibe diferencia significativa con TG, sí con TCU-CL. En cuanto al tiempo de cada técnica, la TCU obtuvo el menor tiempo, seguida de TG y, por último, TCU-CL, que fue hasta 3 veces mayor. Por tanto, los autores concluyeron que la TCU fue la más efectiva en relación con el tiempo y la capacidad de sellado en conductos ovals (83).

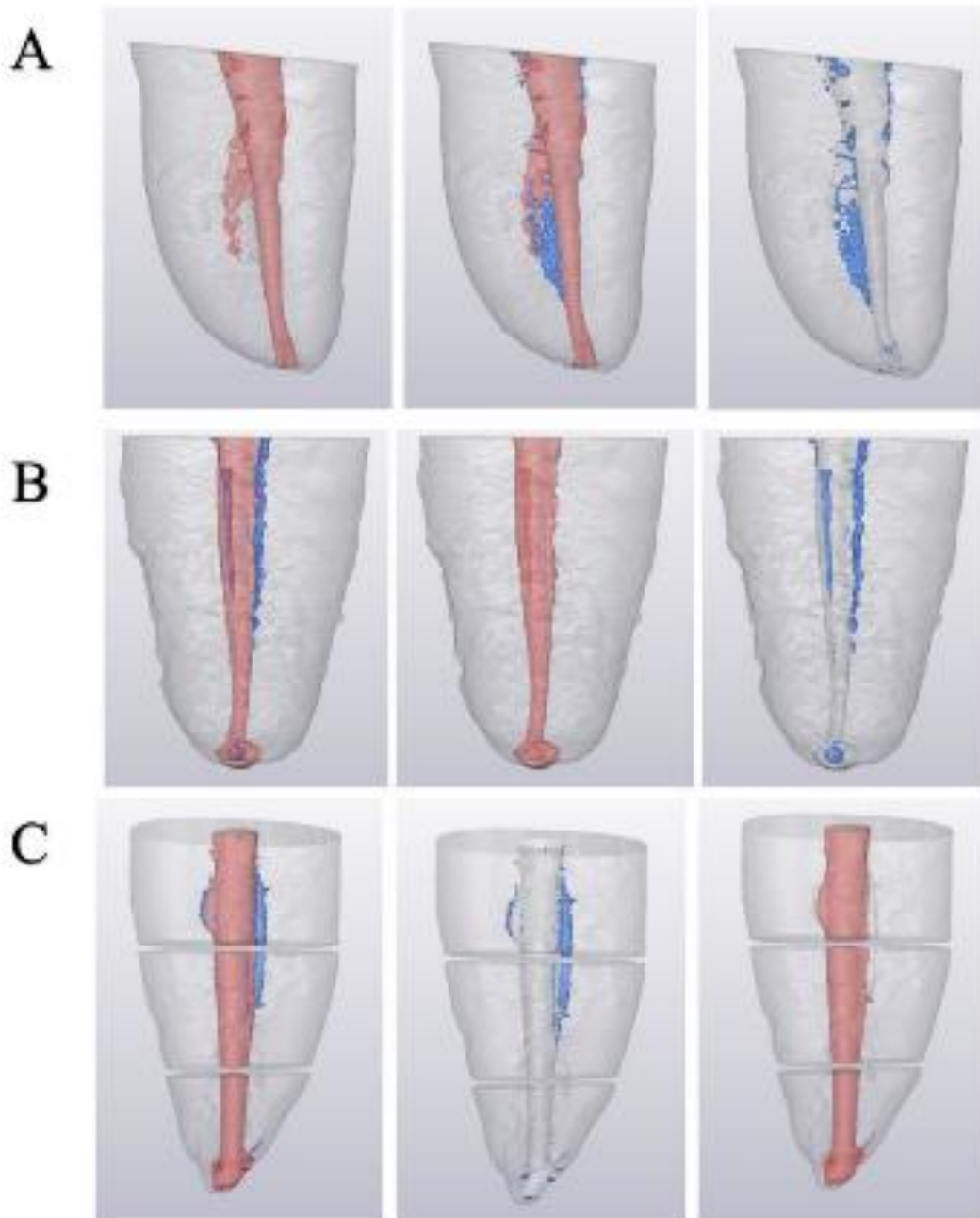


Figura 28. Reconstrucción representativa en 3D por micro-CT desde una vista mesial. El color rosa representa el material de obturación (gutapercha y sellador), y el color azul representa los vacíos. Cada letra corresponde a un grupo: A Cono único con biocerámico, B Cono único con condensación lateral, C Guttacore. (83)

Celikten y col. compararon la calidad del relleno en conductos ovalados con la TCU empleando diferentes selladores valiéndose del análisis de micro CT (Figura 29), concluyendo que todos los especímenes analizados tenían en algún lugar del conducto espacio vacío. Los selladores biocerámicos (Endosequence BC, Smartpaste bio) utilizados mostraron un buen desempeño, similar a AticV GP (a base de ionómero de vidrio) y AH Plus. Los espacios vacíos fueron menores en el tercio apical (84). Por lo que al igual que en el estudio de Collaso-Castellano los biocerámicos son selladores con aplicación en esta técnica en conductos ovales.

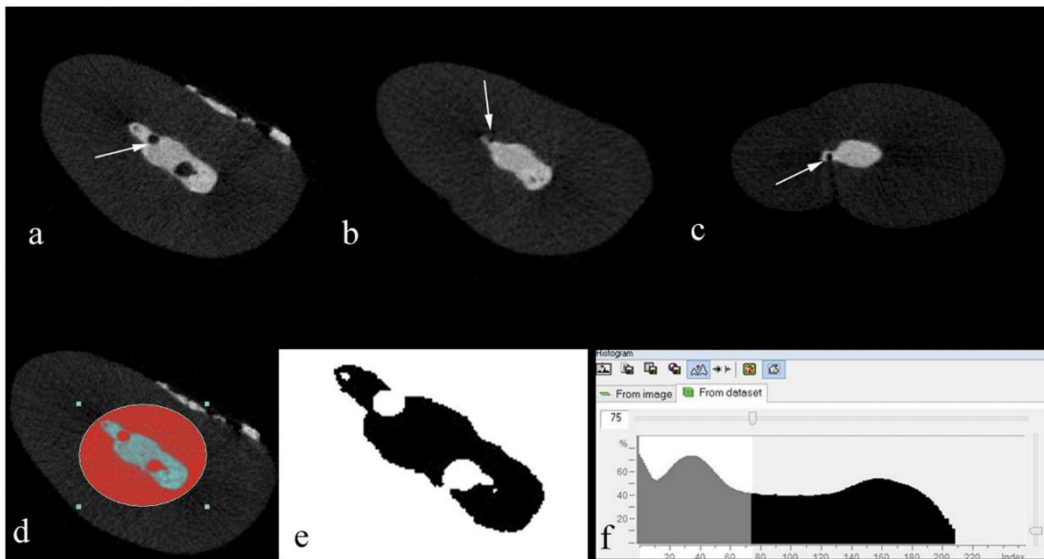


Figura 29. Imágenes de micro CT mostrando (a) vacío interno (b) vacío externo (c) vacío combinado (d) ROI selección en la imagen (e) detección de vacío dentro de ROI (f) binarización de la imagen mediante el histograma de niveles de gris. (84)

Kim y col. estudiaron la TCU pero además de comparar la capacidad de sellado con un sellador biocerámico (Endoseal MTA) con la técnica de compactación vertical con calor y AH Plus, la compararon con el adición de vibración ultrasónica durante la TCU y biocerámico. Se empleó la punta ultrasónica en la pinza de algodón que sostenía el cono de gutapercha mientras éste se introducía lentamente en el conducto ya con el sellador dispensado (Figura 30).

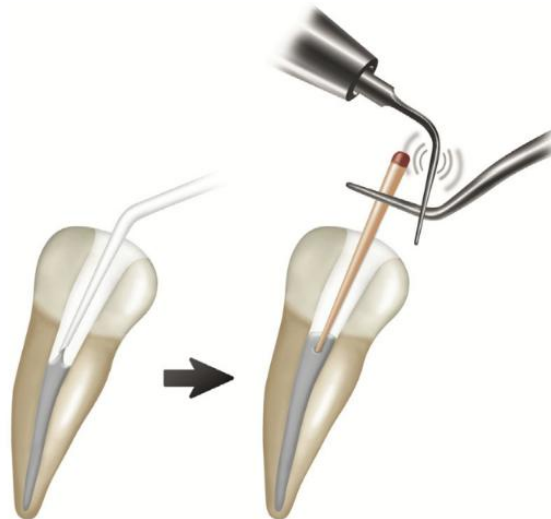


Figura 30. Ilustración de activación ultrasónica mediada por cono de gutapercha con EndoSeal MTA

Los autores analizaron las muestras de los tres grupos con micro CT sin destrucción de los mismos y posteriormente se procedió a seccionarlas en sus tres tercios (apical, medio y coronal) y estudiarlas en estereomicroscopio digital. En el primer análisis todos los especímenes presentaron espacios vacíos y no hubo diferencias significativas entre los grupos. No obstante,

durante el análisis con el estereomicroscopio (Figura 31) se obtuvieron diferencias significativas entre los grupos, con la activación ultrasónica se obtuvo menos espacios vacíos respecto de los otros grupos, no así entre la TCU y técnica de condensación vertical. Los autores cuestionaron la diferencia entre los resultados según el método empleado, atribuyendo que el análisis con micro CT si bien tiene una alta especificidad la radiopacidad de los selladores podría enmascarar algún espacio vacío, y a su vez durante la sección de los especímenes se pueden producir espacios inherentes a la técnica, hipótesis que se descarta por no encontrarse diferencia entre los grupos del mismo sellador. Se concluye que la activación ultrasónica a través del cono de gutapercha aumenta la efectividad de la TCU (85).

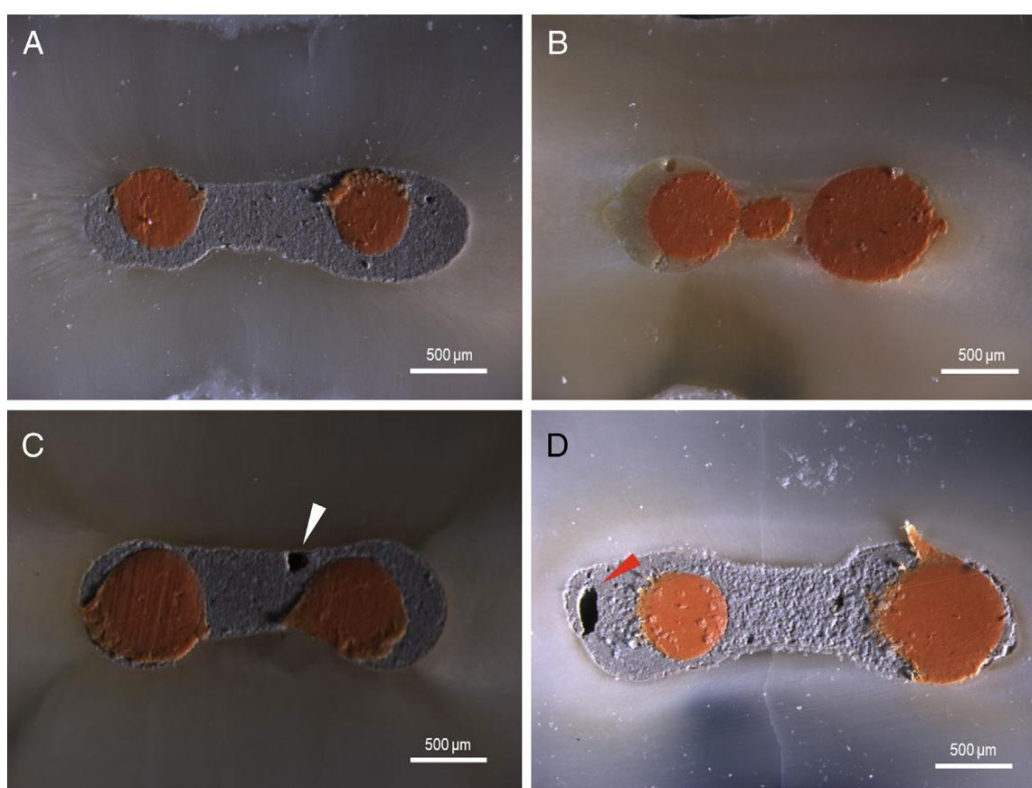


Figura 31. Imágenes estereomicroscópicas representativas. (A) buen sellado sin espacios vacíos del grupo EMSU (Endoseal MTA + técnica de cono único con activación ultrasónica), (B) buen sellado sin espacios vacíos del grupo APW (AH Plus + técnica de compactación vertical caliente), (C) Burbuja de aire mediana del grupo EMSU, (D) burbuja de gran tamaño del grupo EMS (Endoseal MTA + técnica de cono único). Las flechas blancas y rojas indican las burbujas de aire

Se debe tener especial cuidado de que esta vibración sea suave, ya que existen estudios que demuestran que vibraciones ultrasónicas excesivas afectan las propiedades y la formación de espacios en las obturaciones (86).

Dasari y col. compararon las diferentes técnicas: condensación lateral en frío, condensación vertical en caliente y gutapercha inyectada, utilizando el sellador BioRoot RCS. Midió su capacidad de sellado comparando la formación de espacios vacíos y además la penetrabilidad

del sellador en la dentina, habiendo realizado una remoción del barrillo dentinario con irrigación de hipoclorito de sodio al 3%, ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) al 17% y posteriormente lavado con solución salina estéril. El estudio in vitro arrojó que los mejores resultados en penetración en la dentina, así como la adaptación, se obtuvieron con la técnica de condensación vertical caliente y los peores en la condensación lateral en frío (Figura 32). Mientras que la mayor profundidad se registró a nivel del tercio cervical, luego en tercio medio y la más baja en apical; atribuyendo dicha característica a las condiciones de los túbulos dentinarios en cada tercio radicular, así como a la capacidad de remover por completo el barrillo dentinario existente en la región.

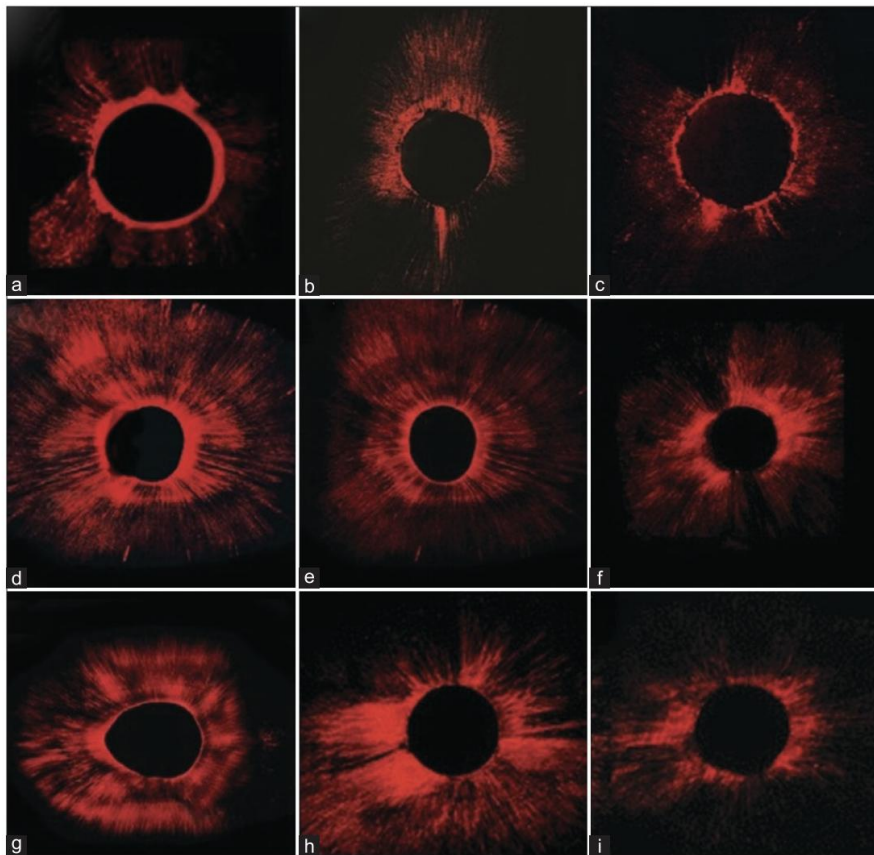


Figura 32. Imágenes microscópicas confocales de la profundidad de penetración del sellador en las técnicas de condensación lateral, vertical caliente y gutapercha inyectable: (a) técnica de condensación lateral a 9 mm, (b) técnica de condensación lateral a 6 mm, (c) técnica de condensación lateral a 3 mm, (d) técnica de condensación vertical caliente a 9 mm, (e) técnica de condensación vertical caliente a 6 mm, (f) técnica de condensación vertical caliente a 3 mm, (g) técnica de gutapercha inyectable a 9 mm, (h) técnica de gutapercha inyectable a 6 mm, (i) técnica de gutapercha inyectable a 3 mm. (87)

b. Protocolo de irrigación

Con los diferentes estudios que se cuentan hasta la fecha, se ha establecido que cada grupo de selladores requeriría de un protocolo de irrigación final del conducto previo a la obturación para dejar las condiciones de la pared dentinaria lo más óptimas posibles(87). Cada protocolo utilizado durante la limpieza y conformación, así como el irrigante final, fue estudiado por Fernández y col. analizando el estado de la pared dentinaria luego de su empleo, la microdureza dentinaria y la interacción de ésta con el sellador de conductos empleado ante microscopía electrónica de barrido y microscopía láser confocal. Los protocolos evaluados fueron:

Protocolos	Grupos	Irrigantes
A	1	NaOCl 2%
A	2	NaOCl 2%–EDTA
A	3	NaOCl 2%–EDTA–NaOCl 2%
B	4	NaOCl 5%
B	5	NaOCl 5%–EDTA
B	6	NaOCl 5%–EDTA–NaOCl 5%
C	1	NaOCl 2%
C	7	NaOCl 2%–EDTA–BC
D	4	NaOCl 5%
D	8	NaOCl 5%–EDTA–BC
E	9	EDTA
F	10	EDTA–BC
G	11	Solución salina

Tabla 7. Protocolos de irrigación

Cada grupo fue evaluado previo a ser sellado para determinar el estado de la pared, analizando su estado como muestran las Figuras 33 y 34.

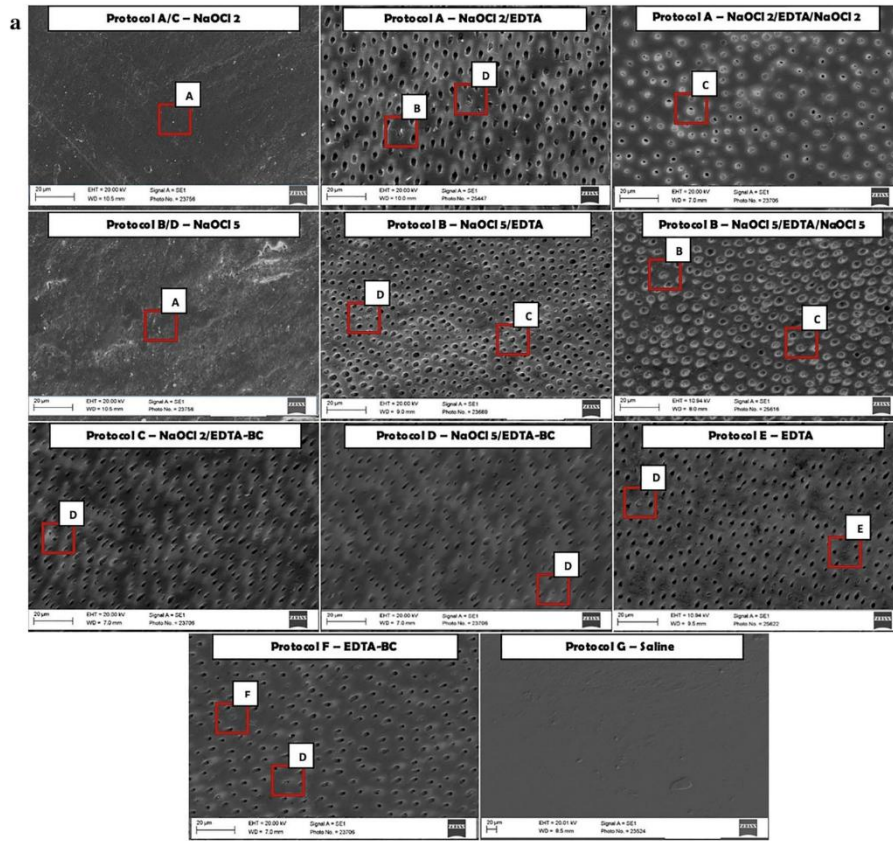


Figura 33. Imágenes representativas de la dentina radicular a $\times 2$ K aumentos tras los diferentes protocolos de irrigación en la superficie. Las letras de las imágenes indican las zonas que se observaron a mayor aumento y se muestran en (b) (88).

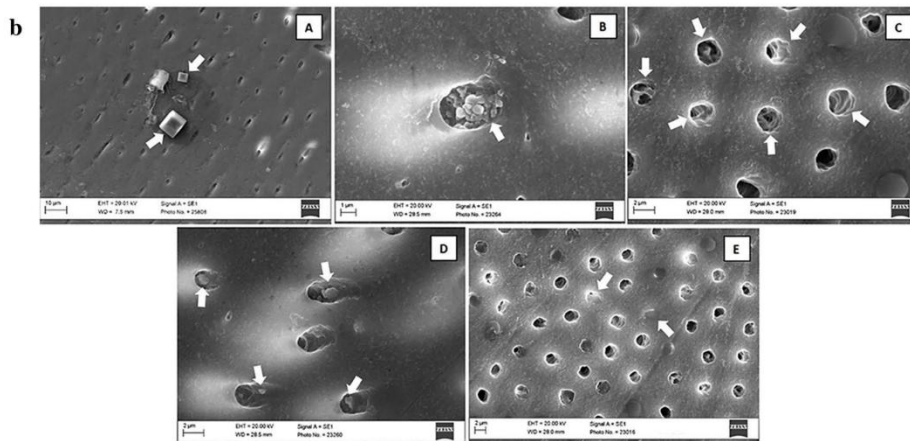


Figura 34. (b) Micrografías electrónicas de barrido de gran aumento ($3\text{ K}\times$: A, C, E; $4\text{ K}\times$: B, D); de las zonas marcadas con las letras A-E en la figura (a). Las zonas se indican con flechas blancas. (A, B) muestra la presencia de cristales cuboides ricos en sodio y cloro en la dentina y en el interior de los túbulos dentinarios, respectivamente. (C) muestra la erosión dentinaria peritubular e intertubular; (D) muestra la presencia de smear layer en el interior de los túbulos dentinarios y (E) muestra la esclerosis de los túbulos dentinarios (88).

El hipoclorito de sodio es muy eficaz durante el tratamiento endodóntico para eliminar restos orgánicos y necróticos. Su concentración se correlaciona directamente con este poder al liberar mayores cantidades de cloro. Este tiene un bajo peso molecular y, por tanto, una buena difusión en la dentina, pudiendo en altas concentraciones difundir en los túbulos y degradar profundamente el colágeno, lo que altera la microdureza superficial de la dentina. Se pueden ver formaciones de cristales de cloro y sodio en la superficie y dentro de los túbulos dentinarios. El EDTA al 17 % es un quelante que actúa en la fase inorgánica del barrillo dentinario y con los iones Ca de la dentina. El EDTA-BC es una combinación de EDTA y cloruro de benzalconio, lo que potencia su eficacia antimicrobiana y mejora la humectación de la dentina a pesar de que esto no se traduce en una mejor quelación en el barrillo. Es más efectiva en la apertura de los túbulos dentinarios, la combinación de EDTA con hipoclorito que sólo el uso de EDTA. Cuando se empleó la combinación de hipoclorito al 5% y EDTA, se pueden observar túbulos dentinarios erosionados, ya que el hipoclorito los afecta primariamente y el EDTA expone su situación. Cuando se emplea solución salina como único irrigante no se mostró ningún efecto sobre el barrillo dentinario. De todas estas combinaciones, los autores evaluaron la interacción luego con diferentes selladores. El AH Plus, siendo un sellador de resina epoxi, busca el enlace con el colágeno dentinario, por lo que los protocolos que sólo emplean hipoclorito de sodio demostraron un desempeño pobre del sellador, mientras que cuando se empleó combinado con quelantes, se expone el colágeno y el sellado aumentó. Por otro lado, el MTA fillapex es un biocerámico con resina de salicilato, se vio que sufre estrés durante su reacción de fraguado, que determina una contracción, dejando interfaz y huecos en la obturación. Tuvo un mejor desempeño cuando se utilizó un protocolo combinado de hipoclorito de sodio y quelante. Los selladores biocerámicos evaluados (Totalfill y BioRoot) mostraron interacción con la dentina incluso cuando no se usaron quelantes. Los enlaces creados por estos selladores provocaron un cambio en la microdureza dentinaria estudiada (88).

Se ha cuestionado el remanente de residuos químicos que queda en el conducto luego de la limpieza y conformación. Es por ello que se ha sugerido la irrigación final con solución salina; así como la condición de humedad del sistema de conductos, recomendando una irrigación final con alcohol (etanol 80%) para obtener un conducto bien seco. Vasudev y col. estudiaron estas recomendaciones en un estudio ex vivo, con los selladores AH Plus y BioRoot RCS. En un grupo se empleó como irrigante final la solución salina y en el otro el etanol 80%. El estudio concluyó que ante pruebas de fuga de tinte (rodamina B) estas sustancias sugeridas no mejoran la capacidad de sellado de ninguno de los selladores. Se destaca que el biocerámico evaluado tiene una presentación polvo líquido que le aporta el agua necesaria para su fraguado no siendo tan

relevante la humedad de la dentina circundante (89). Donnermeyer y col. realizaron un estudio similar al anterior evaluando la fuerza de unión de los selladores BioRoot, AH plus y Gutta Flow (a base de silicona) en combinación con diferentes sustancias de irrigación final: hipoclorito de sodio 3%, EDTA 17%, clorhexidina 2%, ácido cítrico 20% e hipoclorito de sodio 0.9%. Una vez preparadas las muestras con los diferentes protocolos, se las sometió a una fuerza de empuje y se toman fotografías con microscopía láser. Se evaluaron los fallos en tres categorías: Falla Adhesiva (no se observa material en la pared del conducto), Falla Cohesiva (pared del conducto con material en toda la extensión) y Fallo mixto (presencia intermitente del material en la pared del conducto) (Figura 35).



Figura 35. Imagen muestra las diferentes fallas que se pueden dar bajo microscopía láser a un aumento de 4X (A) falla Adhesiva (B) falla Cohesiva (C) falla Mixta (90)

Los resultados arrojaron que el empleo de quelantes aumenta el desempeño del AH Plus y el empleo de EDTA redujo la fuerza de unión del BioRoot RSC. El Gutta Flow presentó valores más bajos de fuerza de unión, pero los protocolos no cambiaron su desempeño (90).

Recientemente se ha introducido al mercado Dual Rinse® HEDP, irrigante compuesto de ácido etidróico. Se lo cataloga como quelante débil y se propone su utilización para la quelación continua. Se utiliza hipoclorito de sodio mezclado con HEDP durante todo el tratamiento endodóntico como solución irrigante, esto resulta en una disminución o no formación de barrillo dentinario (91). Hassan y Nabil evaluaron cuánto fue capaz de penetrar un sellador biocerámico (Totalfill Hiflow) en los túbulos dentinarios de acuerdo con los diferentes protocolos empleados, hipoclorito de sodio 5,25% y EDTA 17% (se empleó agua destilada como último irrigante) y quelación continua con hipoclorito de sodio 5,25% y HEDP durante la limpieza y conformación y como lavado final. Realizaron un estudio ex vivo, donde tras la conformación e irrigación se empleó una técnica de obturación de compactación vertical en caliente. Realizaron cortes en los tres tercios radiculares evaluando la penetración máxima del sellador (Figura 36).

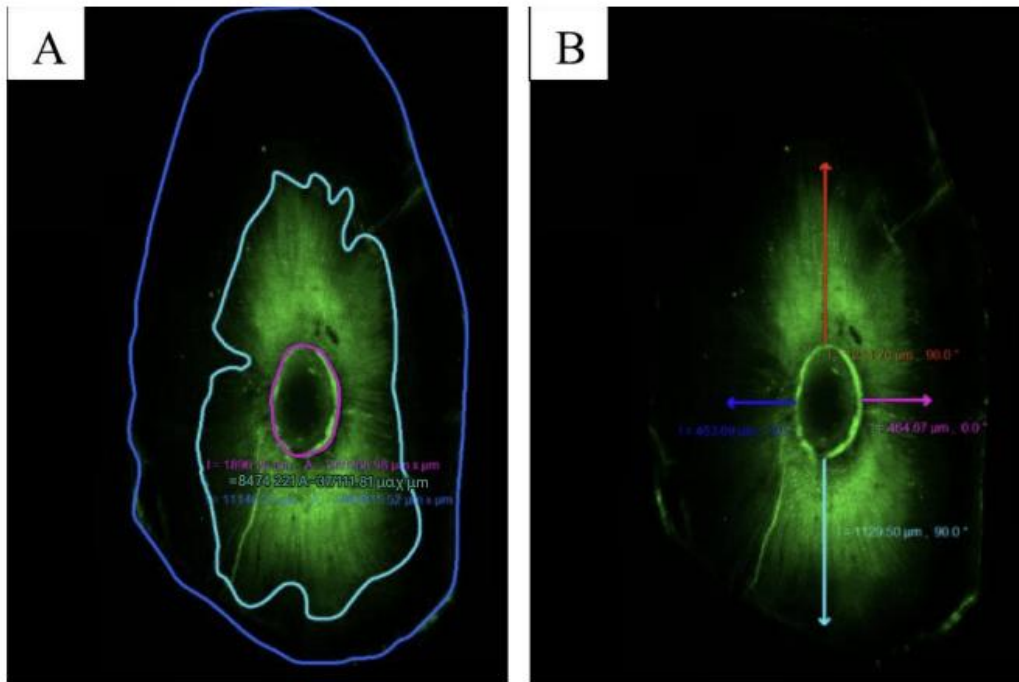


Figura 36. Imágenes representativas de microscopía láser de barrido confocal de (a) toda el área de penetración del sellador y (b) la profundidad máxima de penetración (μm) en la sección radicular media del grupo NaOCl/HEDP de doble irrigación (92).

En el tercio cervical de los conductos se observó mayor penetración, le siguió el tercio medio y luego apical, con diferencias significativas entre ellos y en ambos grupos; lo que se podría explicar por el número, tamaño y permeabilidad de los túbulos dentinarios presentes, así como por la llegada de las soluciones irrigantes. Como conclusión, los autores reportaron que la quelación continua obtuvo mejores resultados en el tercio coronario, mientras que el empleo de EDTA lo obtuvo en el tercio apical (92).

Sfeir y col. evaluaron TotalFill y AH Plus contraponiendo los mismos protocolos de irrigación antes mencionados (EDTA vs HEDP) pero se centraron en la fuerza de unión de estos selladores a la dentina empleando una prueba de fuerza de empuje. Emplearon técnica de obturación de cono único. Este estudio ex vivo demostró que la fuerza de unión entre los diferentes tercios es significativamente diferente, mientras que la mayor fuerza se encontró en tercio apical la menos en tercio cervical; lo cual puede explicarse por la técnica de obturación de cono único que determinó un mayor espesor de sellador en tercio cervical que en apical, dada la forma de los conductos en dichas zonas. El AH Plus tuvo un mejor desempeño cuando se empleó un protocolo con quelantes que sin ellos, sin embargo, no hay diferencias entre los protocolos con EDTA y HEDP. El biocerámico tuvo un desempeño comparable al del AH Plus cuando se utilizó un acondicionamiento con EDTA. Pero no hubo diferencias entre los protocolos sin quelación y con

el empleo de EDTA para el TotalFill. Las fallas cohesivas fueron las más prevalentes para el biocerámico (91).

El Endosequence BC fue evaluado con pruebas de adhesión, teniendo como diferencial los protocolos de irrigación ya analizados y los autores concluyeron que las fuerzas adhesivas fueron mayores cuando se utilizaron protocolos con quelantes (EDTA o HEDP) que cuando se prescindió de ellos, tanto para el sellador biocerámico como para el control AH Plus (93).

c. Dolor post-obturación

El dolor post-tratamiento refiere a aquel dolor o molestia percibida por el paciente luego de finalizado el tratamiento endodóntico, debido al estímulo de nociceptores en la periferia de la pieza dentaria. Los estudios demuestran que ocurre entre el 3 y el 58% de los casos. Se describe esta condición como multifactorial. Los factores a los que se le asocia son: el dolor preoperatorio, la edad (pacientes más añosos experimentan menos dolor), el sexo (las mujeres relatan mayor dolor y este se lo podría asociar a factores hormonales), la pieza dentaria y su anatomía, la técnica de instrumentación y de irrigación, la medicación sistémica e intraconducto, así como la obturación (94,95).

La selección del sellador a la hora de la obturación influenciará el dolor postoperatorio y ha sido motivo de muchos estudios. Hegde y col. realizaron una revisión sistemática y metaanálisis sobre el dolor postobturación con selladores biocerámicos en contraste con selladores a base de resina epoxi (como el AH Plus). Discriminaron la presencia de dolor a las 24hs, 48hs y 7 días y la intensidad del mismo. Del metaanálisis se desprendió que en esos intervalos de tiempo no hubo diferencias significativas en la presencia de dolor. En la intensidad del dolor tampoco se obtuvieron diferencias significativas a pesar de que algunos estudios arrojaron menor dolor con selladores biocerámicos a las 24 hs post-obturación y otros reportaron menos dolor a los 7 días con el sellador AH Plus (95).

De la misma forma, Mahajan y col. concluyeron su revisión sistemática de dolor postoperatorio con selladores biocerámicos y resinosos, sin diferencias significativas entre los grupos (96). Se le suma la revisión sistemática y metaanálisis de Zamparini y col. donde concluyeron que no hay diferencias significativas entre los selladores biocerámicos premezclados y los resinosos, tanto en el período inmediato post-obturación (24hs) como en el diferido (3 a 7 días o más). Los autores destacaron que algunos estudios tuvieron una menor incidencia inmediata de dolor en el grupo de biocerámicos, aunque no significativa, observando como debilidad para la comparación las diferentes técnicas de obturación empleadas y sugirieron la necesidad de contar con más evidencia para obtener conclusiones más sólidas (97).

Recientemente, en una revisión narrativa de revisiones sistemáticas, Alhilou y col. destacaron que Jamali y col. en 2021 y Carr y MacInnes en 2022, no reportaron diferencias significativas en el dolor post-obturación entre selladores biocerámicos y de resina; Mekhdieva y col. en 2021 en contraste obtuvieron menores niveles de dolor asociado a tratamientos con biocerámicos a las 24 y 48 hs, y lo relacionaron a los productos que se liberaron durante el fraguado de los selladores resinosos que pueden ser irritantes. De estos estudios los autores concluyeron que la literatura estudiada parece no demostrar menor dolor post-obturación asociado a selladores biocerámicos, pero se deben tener presentes las limitaciones de los estudios en cuanto a sesgo e inconsistencia (94).

Mittal y col. en su revisión sistemática tampoco encontraron diferencias significativas en el dolor post-obturación cuando se compararon selladores biocerámicos con AH Plus. A su vez en su análisis no se logró encontrar correlación entre la extrusión del sellador, la edad y el sexo, con el dolor. Los autores analizaron que la presencia de dolor reportado más intenso fue en las primeras 24 hs. Lo cual puede relacionarse con la liberación de componentes no polimerizados del sellador; generándose una inflamación local por el estrés oxidativo que causa la liberación de mediadores químicos como especies reactivas del oxígeno (98).

Fonseca y col. midieron el dolor postoperatorio y la extrusión del sellador en un ensayo clínico aleatorizado prospectivo, al utilizar un sellador biocerámico (BC Sealer Plus) y un resinoso (AH Plus), en piezas con necrosis pulpar. Se pudo concluir que el dolor postoperatorio de los grupos no se correlacionó con la extrusión apical del sellador y el nivel del dolor fue similar entre los selladores (99). Turkyilmaz y col. realizaron un ensayo clínico prospectivo evaluando el dolor post-obturación en piezas vitales y no vitales al realizar tratamiento en una sesión. Se compararon 3 selladores biocerámicos (Gutta Flow Bioseal, MTA Bioseal, NeoSealer Flo) con el AH Plus, en diferentes períodos: 6, 24, 48, 72 hs y 7 y 30 días. Ningún sellador se asoció con dolor persistente (luego de 30 días), los casos vitales presentaron más dolor en las primeras 48 hs que los no vitales, pero no hubo diferencias significativas entre los selladores (100).

d. Capacidad de retirar el sellador del sistema de conductos.

El fracaso endodóntico está reportado entre un 15 y un 22 % (101). La mayoría de los casos se los asocia a no alcanzar los estándares aceptables, errores en los procedimientos establecidos que impiden el control de la infección endodóntica. Sin embargo, existen fracasos que se asocian a tratamientos que lograron estándares altos de calidad, pero el control microbiológico intra o extra radicular no fue suficiente o bien el control de factores no microbianos para que se dé el proceso de reparación (102).

Las infecciones intraconducto asociadas a fracasos endodónticos, tienen poblaciones microbianas específicas capaces de resistir condiciones hostiles dentro del sistema de conducto. Es sabido que ninguna limpieza y conformación reportada abarca el 100% del sistema de conductos, por lo que existen regiones no tratadas donde los microorganismos sobreviven a las maniobras. Si el sellado del conducto no es lo suficientemente aceptable, estos microorganismos obtienen nutrientes para poder multiplicarse y continuar la infección. A su vez hay microorganismos que incluso sin la disponibilidad de nutrientes pueden sobrevivir por largos períodos. Estas infecciones se asocian a pocas especies bacterianas y anaerobios gramnegativos. El *Enterococcus faecalis* se asocia a un 38% de las infecciones, sobre todo a las secundarias y persistentes; incluso como única especie en el conducto. También se han reportado microorganismos del tipo levaduras en piezas previamente tratadas como la *Candida* spp.(102).

Las infecciones extrarradiculares se asocian a otras especies bacterianas como *Actinomyces* spp. Y *Propionibacterium*. Si bien son infecciones que se presentan en un porcentaje muy bajo (4%), son de muy difícil diagnóstico y se sabe que están asociadas a biofilm. Su tratamiento es muy complejo ya que las maniobras realizadas intraconducto no son efectivas, al igual que la propuesta de medicación endodóntica más allá del foramen apical ya que estos son citotóxicos y se neutralizan una vez que se extruyen en los tejidos perirradiculares. Estas infecciones solo se pueden tratar efectivamente con cirugía apical (102). Si el sellado coronal fracasa y se filtra o se expone la obturación del sistema de conductos, probablemente se dará la reinfección y el consecuente fracaso del tratamiento.

El fracaso asociado a factores no microbianos intrínsecos se los relaciona a reacciones a cuerpo extraño como las extrusiones de selladores y gutapercha, los quistes verdaderos, si bien aún no está claro si estos son capaces de reparar con el tratamiento endodóntico; ya que este retiraría el irritante intraconducto que conlleva a la proliferación epitelial. Los factores no microbianos extrínsecos como lo son las fibras de algodón, componentes celuloideos de los conos de papel o células vegetales (de alimentos en conductos que se dejan abiertos para drenaje) motivan una reacción a cuerpo extraño de células gigantes que perpetúan las lesiones perirradiculares (102).

De todas las etiologías expuestas solo la infección intrarradicular es capaz de ser controlada con un nuevo tratamiento endodóntico y el mismo requiere para ser efectivo el retiro de todo el material anteriormente colocado para poder dejar limpiar el sistema de conductos y controlar la infección presente. Siqueira propone que, dada la dificultad que existe en el diagnóstico de los fracasos que se resolverán con tratamiento quirúrgico, siempre se sugiere retratar la pieza para

descartar que la infección intrarradicular, que es la etiología más frecuente, sea controlada (102).

Existen varias técnicas para el retiro del material endodóntico de obturación. Zhekov y col. en su revisión, agruparon los estudios según las técnicas empleadas para la remoción del material de obturación y selladores biocerámicos y así poder medir su efectividad. El empleo de técnicas mecánicas como lo son las limas mecanizadas y sus diferentes sistemas y las manuales. De los diferentes estudios analizados se obtuvo que no hay diferencias significativas entre los selladores empleados; todas las piezas analizadas presentaban restos de material previo sin remover. Técnicas que emplean solventes para remover el sellado del conducto. Hess y col. Usaron cloroformo y técnicas rotatorias comparando un sellador biocerámico y el AH plus, obteniendo que esta técnica no logró la permeabilidad apical en todas las muestras y además fue ineficaz en la remoción indistintamente del sellador empleado. Zhekov y Stefanova., compararon dos sistemas de conformación TruShape y Reciproc en la desobturación de piezas con sellador biocerámico y con un sellador a base de óxido de zinc y eugenol; si bien todas las piezas presentaban restos de material aquellos obturados con sellador a base de óxido de zinc eugenol presentaban menos material y requirieron menos tiempo de trabajo. En cuanto a las técnicas con puntas ultrasónicas, se compararon varios artículos y en ninguno se logró mejorar la desobturación al punto de tener resultados significativamente mejores; todas las piezas mantuvieron sellador en alguna porción del conducto. En la técnica con irrigación activada con láser (PIPS) Suk y col. reportaron un mejor desempeño cuando se utilizó PIPS en el retiro de material de obturación, sin importar el sellador empleado. Además, fue más rápida la remoción del sellador en el grupo de MTA fillapex que en Endosequense BC y AH plus. Ante el análisis de todas las técnicas se concluyó que, las técnicas mecánicas son ineficaces para el retratamiento endodóntico y que el complemento con ultrasonido, activación con PIPS y el uso de solventes mejora la remoción. Aunque ninguna técnica retira completamente el material existente indistintamente del sellador empleado (103).

Klakoura y Pantelidou estudiaron in vitro con microscopía electrónica de barrido la remoción del material de sellado posterior al retratamiento, siguiendo un protocolo que buscaba la permeabilidad apical y aumentar 2 calibres la lima de trabajo hasta lograr retirar el instrumento limpio del conducto y no observar sedimentos. Ante la comparación de dos selladores biocerámicos Totalfill BC y Bioroot Bc y uno a base de resina AH 26, todas las piezas presentaron restos de selladores y en todos los tercios. Conjuntamente, se logró restablecer la permeabilidad apical en todos los grupos.

Oltra y col. llevaron a cabo un análisis de retratamiento con sellador biocerámico y resinoso y compararon la remoción con solvente (cloroformo) y sin él. Si bien todas las muestras presentan residuos, aquellas con sellador biocerámico tenían significativamente más material (Figura 37). El empleo de cloroformo en el grupo de biocerámico mejoró los resultados y permitió recuperar la permeabilidad apical en algunas de las muestras. Los autores citaron que la Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA) prohibió el uso del cloroformo por su toxicidad; sin embargo, en endodoncia no hay datos de dicha toxicidad (103).

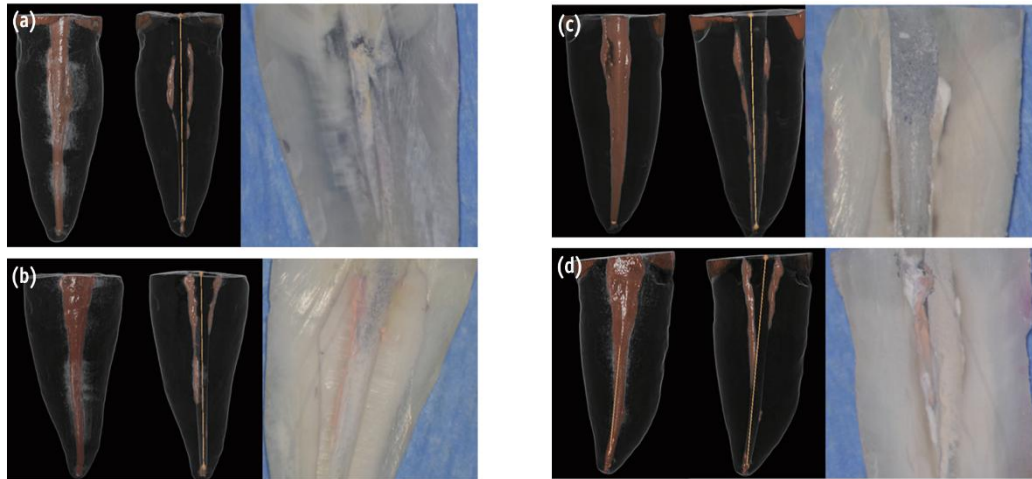


Figura 37. Visualización del sellador residual después del retratamiento por microtomografía computarizada. (a) gutapercha y AH Plus retratados con cloroformo (b) gutapercha y AH Plus retratados sin cloroformo (c) gutapercha y BC Sealer retratados con cloroformo (d) gutapercha y BC Sealer retratados sin cloroformo. A la izquierda son representaciones tridimensionales de conductos obturados y al lado la misma pieza post retratamiento y en el margen derecho una sección longitudinal de la pieza (104).

Baranwal y col. obtuvieron resultados similares al comparar el retratamiento entre los selladores BioRoot y AH Plus, comparando dos sistemas de retratamiento NeoEndo y Protaper Universal. Todas las piezas presentaron restos del material y la diferencia entre los selladores no fue significativa (98).

Romeiro y col. investigaron el uso de Reciproc y Reciproc blue en el retratamiento de conductos sellados con Endosequence BC y AH Plus. Se tomó en cuenta el remanente de sellador post-retratamiento, el volumen de dentina retirada, el tiempo que empleó y el transporte apical en conductos severamente curvos. Se emplearon 4 grupos utilizando las variables de los selladores y los dos sistemas de conformación. La instrumentación inicial y obturación se realizaron con Reciproc y Reciproc blue R25 y la fase de retratamiento con R40 (Figura 38). De los resultados se concluyó que ambos sistemas tuvieron resultados similares en cuanto a remoción de material, dentina, transportación y extrusión apical de residuos. Sin embargo, los conductos sellados con biocerámico requirieron más tiempo para el retratamiento. Todos los conductos presentaron restos de material, por lo que no se considera un método totalmente eficiente para el retratamiento (105).

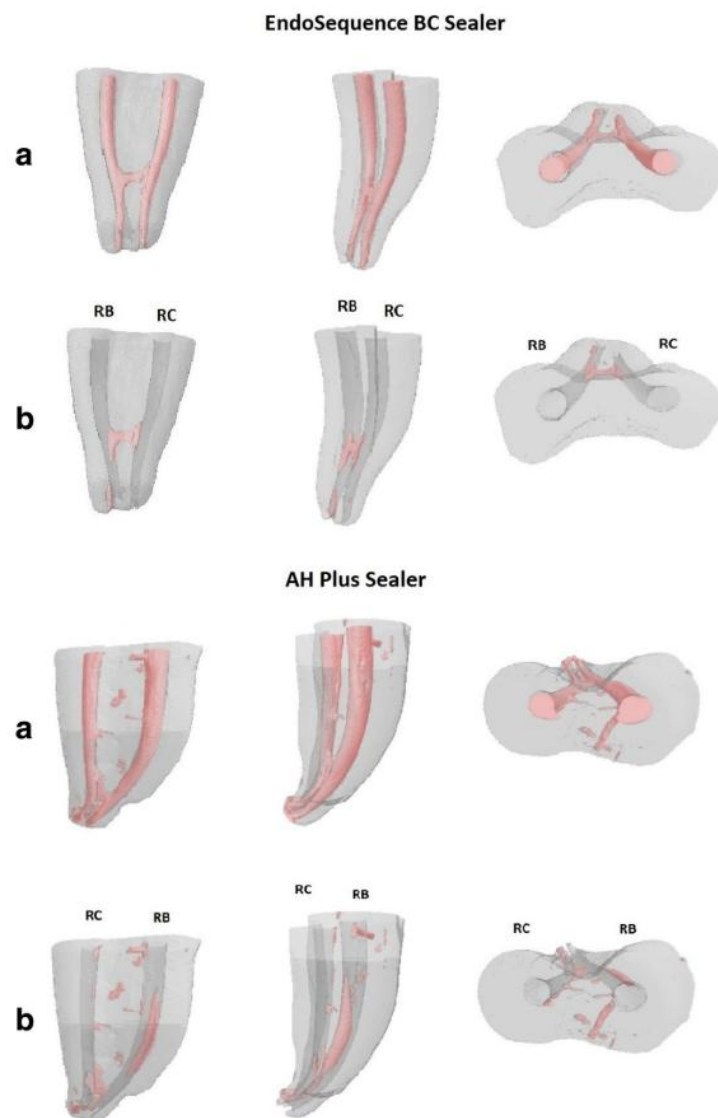


Figura 38. Reconstrucciones tridimensionales de muestras representativas. a Material de obturación después de los procedimientos de obturación del conducto radicular. b Material de obturación remanente después del retratamiento con limas RB y RC (RB: Reciproc Blue; RC: Reciproc) (105)

Crozeta y col. evaluaron que, al no presentar una total efectividad de remoción del material en retratamientos, los métodos mecánicos manuales, rotatorios, reciprocantes y adaptativos; se deben buscar métodos complementarios que ayuden a mejorar las condiciones obtenidas. Se sugiere el uso de ultrasonidos, puntas sónicas, limas autoajustables y sistemas láseres. En este estudio se realizaron los tratamientos con sistema reciproc R40 y sellador biocerámico BC Sealer y otro grupo con AH Plus. El retratamiento de las piezas se realizó con reciproc R50 y se obtuvieron escaneos de las piezas una vez obturadas y luego de retratadas. Posteriormente los grupos fueron sometidos al empleo de técnicas complementarias: punta de ultrasonido R2 Flatsonic (instrumento de acero inoxidable con triángulo en su punta plana) (Figura 39) con protocolo de uso a 1 mm de medida de trabajo activando por 1 minuto y por otra parte XP-endo finisher R (Figura 40) el mismo se realizó según protocolo enfriando el instrumento en el tubo e introduciendo en el conducto 1mm antes de medida de trabajo por 1 minuto.

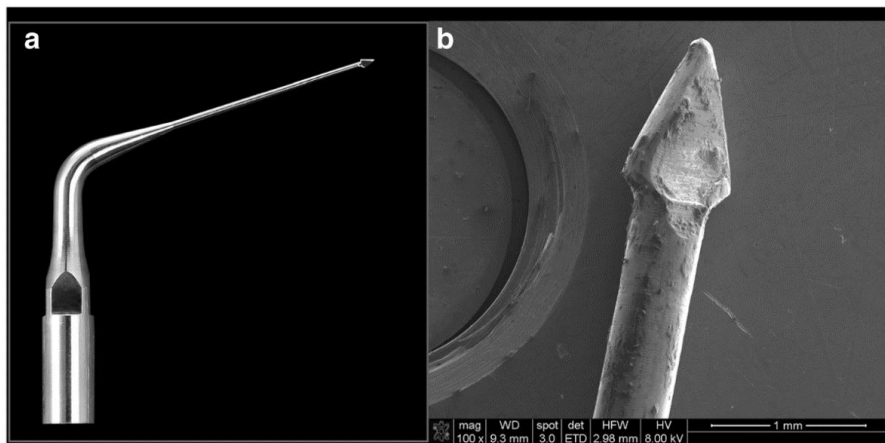


Figura 39. a Punta ultrasónica R2 Flatsonic de acero inoxidable de 18 mm de longitud. b Fotomicrografía por microscopía electrónica de barrido (SEM) de la punta inactiva, con forma triangular plana, con diámetro menor no. 30 y mayor no. 55 ($\times 100$). (106)

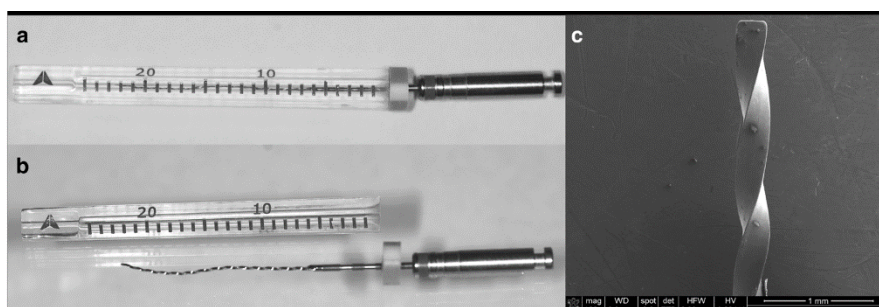


Figura 40. a Tubo de plástico y conjunto de instrumentos XP-endo Finisher R. b XP-endo Finisher R, diámetro no. 30 en la parte activa y con conicidad cero, fuera del tubo de plástico. c Fotomicrografía por microscopía electrónica de barrido (SEM) de la parte activa del XP-endo Finisher R, mostrando la punta inactiva y el diseño helicoidal de paso largo ($\times 100$). (106)

Luego se procedió a realizar nuevos escaneos de las piezas (Figura 41).

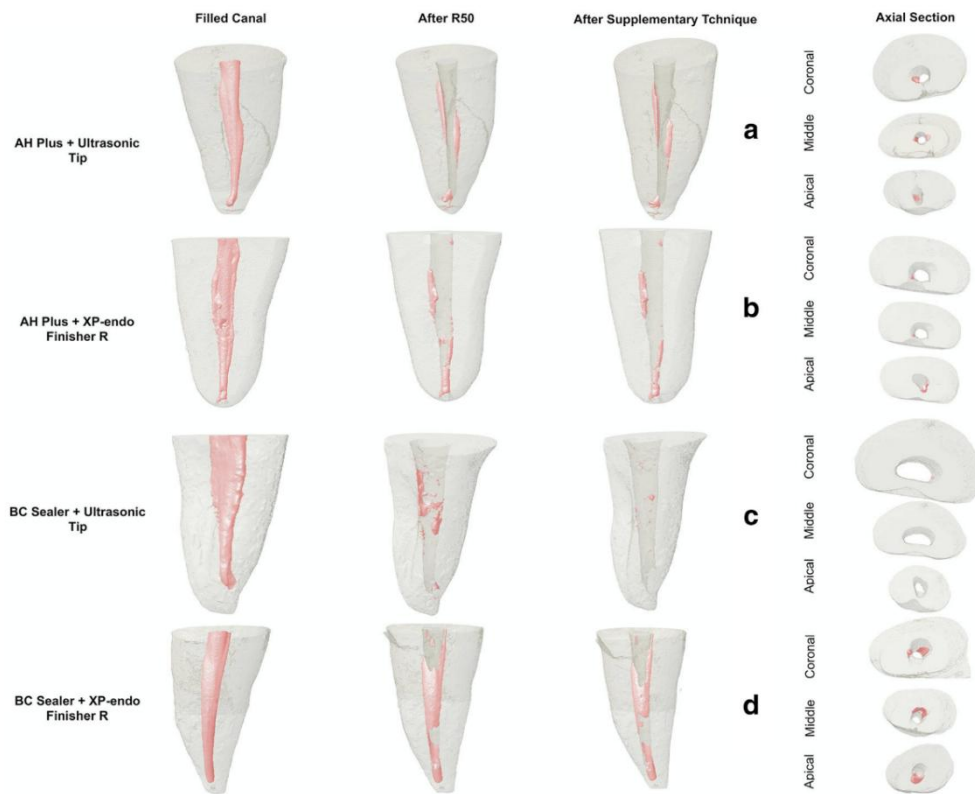


Figura 41. Fotomicrografías de la superficie dentinaria radicular en los tercios coronal, medio y apical para los diferentes grupos experimentales ($\times 1000$): En los conductos obturados con AH Plus tras la complementación con punta ultrasónica, pequeños fragmentos de material remanente (flecha) están dispersos en los tercios coronal, medio y apical. En los conductos obturados con AH Plus tras la complementación con XP-endo Finisher R, hay bloques remanentes de material de obturación (asterisco) no desplazados y dispersos en los tercios coronal, medio y apical. En los conductos obturados con BC Sealer tras la complementación con punta ultrasónica, fragmentos remanentes de material de obturación (flecha) están dispersos en los tercios coronal, medio y apical. En los conductos obturados con BC Sealer tras la complementación con XP-endo Finisher R, placas de material de obturación remanente (asterisco) están adheridas a las paredes dentinarias en los tercios medio y apical.

Los autores concluyeron que, si bien no se logró el retiro completo del material de obturación, el empleo de la punta de ultrasonido mejoró significativamente la remoción indistintamente del sellador empleado. Lo atribuyen a que, si bien el movimiento ultrasónico facilitó la remoción, también aumentó la temperatura en la pieza y esto conlleva eliminar más fácilmente los selladores. La XP finisher R tuvo disminución significativa de material en las piezas obturadas con AH Plus, pero no así con el sellador biocerámico (106).

Volponi y col. pusieron a prueba también protocolos complementarios a las técnicas de retratamiento convencionales, utilizando el análisis con microtomografía. Emplearon muestras preparadas con el sistema Protaper Next, obturadas con sellador Bio-C Sealer en conductos ovales y el retratamiento se hizo con Reciproc R40, los protocolos complementarios: punta ultrasónica (E1 Irrisonic), activación sónica (Endoactivator, punta 25/.04) y XP finisher R (Figura

42). De los datos obtenidos se infiere que, si bien ninguno alcanzó la limpieza total, el complemento con XP finisher R fue más efectivo que los demás (107).

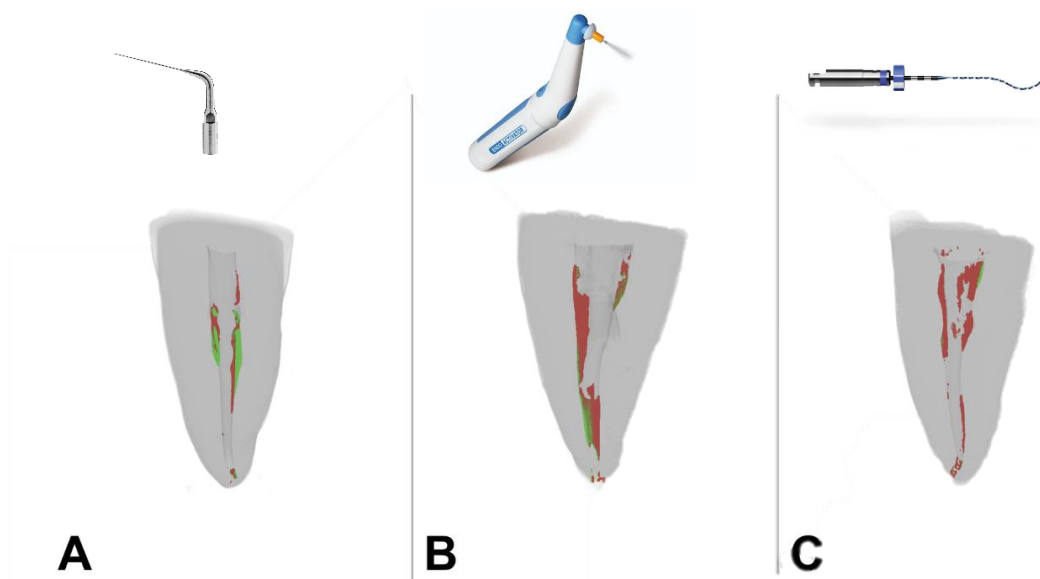


Figura 42. Reconstrucción tridimensional de los especímenes de los tres grupos, mostrando el material residual antes (rojo) y después (verde) de la técnica complementaria empleada. (A) empleo de ultrasonido E1 Irrisonic, (B) Endoactivator irrigación, (C) XP finisher R (107).

Hassan y Zahar, evaluaron las técnicas complementarias al retratamiento no quirúrgico empleando XP Finisher R, XP Finisher y técnicas de irrigación ultrasónica pasiva con punta E1 Irrisonic; ante obturaciones con sellador biocerámico Totalfill HiFlow. Como en los estudios anteriores, ninguna técnica logró la remoción total del material, pero se obtuvieron mejores resultados con el empleo de XP finisher y XP finisher R en comparación con irrigación ultrasónica pasiva (108).

Se está estudiando el uso de ácido cítrico para complementar el retiro de los selladores biocerámicos en los retratamientos. Drukteinis y col estudiaron la exposición de selladores biocerámicos (AH Plus BC, Bio-C Sealer, Bioroot RCS, Totalfill BC) a soluciones quelantes: EDTA 17%, ácido cítrico 10% y 20% y a su vez como la dentina es afectada ante la exposición con estas sustancias. Se realizaron muestras de los diferentes selladores y una vez que se almacenaron para alcanzar el fraguado de los mismos se los sumergió en los diferentes quelantes. El EDTA fue la sustancia que en contacto con el material produjo menos liberación de burbujas de aire, mientras que en ácido cítrico la liberación de burbujas fue intensa. Se analizaron bajo microscopia electrónica de barrido las superficies de los materiales (Figura 43), pudiendo concluir que el EDTA prácticamente no afectó a los biocerámicos, empero, el ácido cítrico produjo degradación del producto en ambas concentraciones. Se planteó que los silicatos di y tricálcicos se tornan inestables cuando son expuestos a sustancias con pH inferior a 8,8; el ácido cítrico

posee un pH de 2 o menos por lo que justificaría que su contacto deteriore los selladores. Por lo que puede proponerse como disolvente para estos selladores.

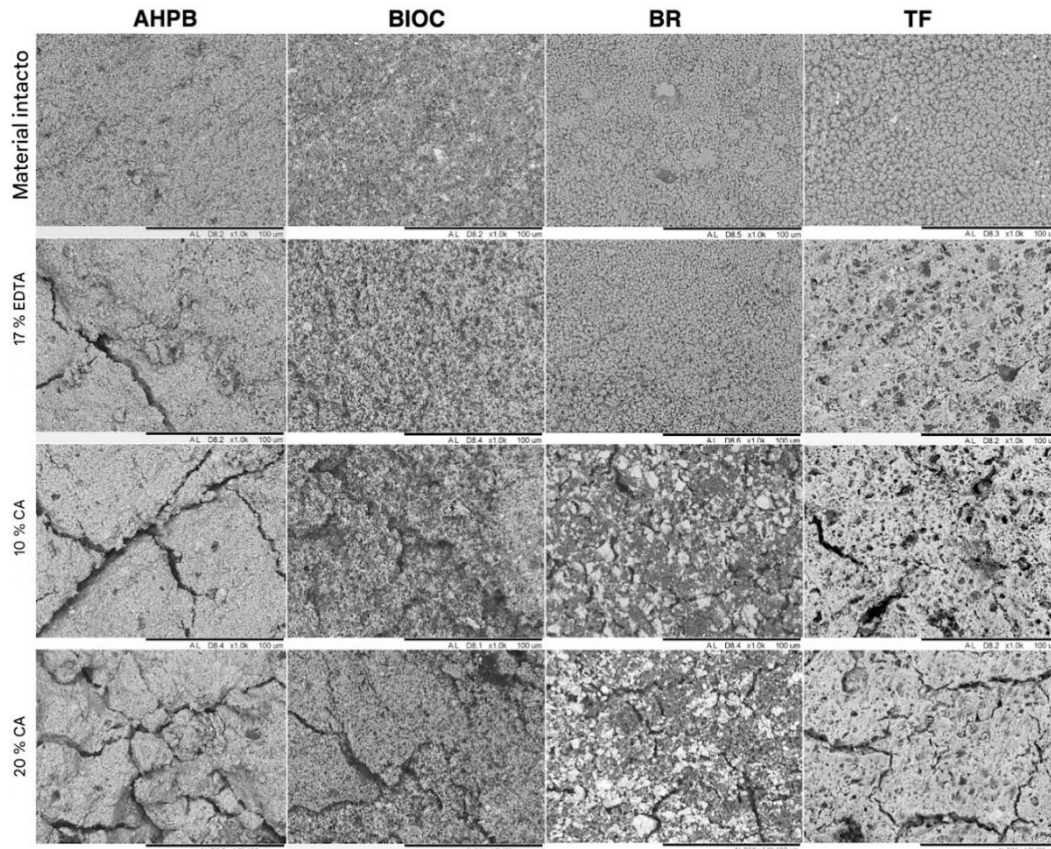


Figura 43. Imágenes SEM representativas de materiales biocerámicos probados antes y después de la exposición a soluciones de EDTA y ácido cítrico (AC) (aumento de x1.0k) (109)

La dentina también fue analizada por los autores ante la exposición al EDTA y ácido cítrico al 10% y 20%. Se expuso la dentina radicular por largos periodos simulando un tratamiento de revisión donde el contacto de la pared con el solvente será prolongado (Figura 44, 45 y 46). La exposición al EDTA 17% no generó daños erosivos significativos, se probó sin hipoclorito de sodio y se observaron algunas fibras de colágeno expuestas. El ácido cítrico no causó daño microestructural en la dentina en ninguna de las concentraciones estudiadas (109)

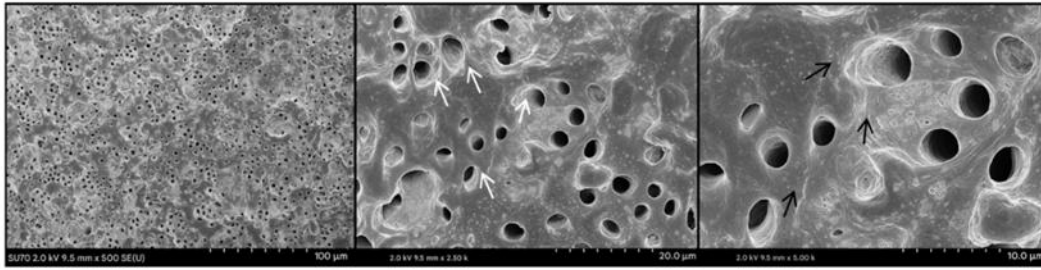


Figura 44. Imágenes representativas de SEM de superficies de dentina acondicionadas con EDTA al 17 %. Aumentos a $\times 500$, $\times 2.5$ k y $\times 5.0$ k (de izquierda a derecha). Las flechas blancas indican algunos túbulos dentinarios ensanchados y erosionados. Las flechas negras muestran áreas de exposición de fibrillas de colágeno. (109)

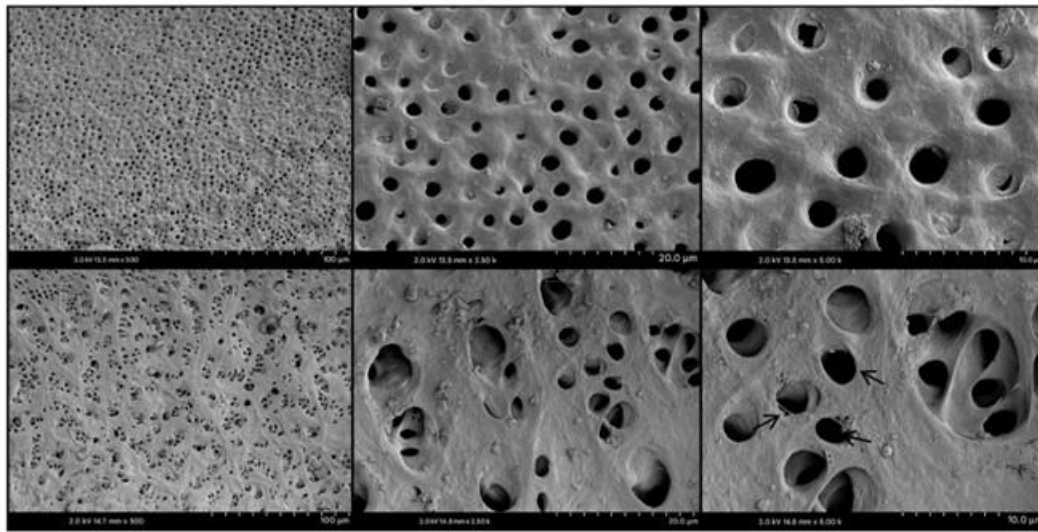


Figura 45. Imágenes representativas de SEM de superficies de dentina acondicionadas con ácido cítrico al 10 %. Aumentos establecidos en $\times 500$, $\times 2.5$ k y $\times 5.0$ k (de izquierda a derecha). Las flechas muestran áreas de fibrillas de colágeno expuestas (109)

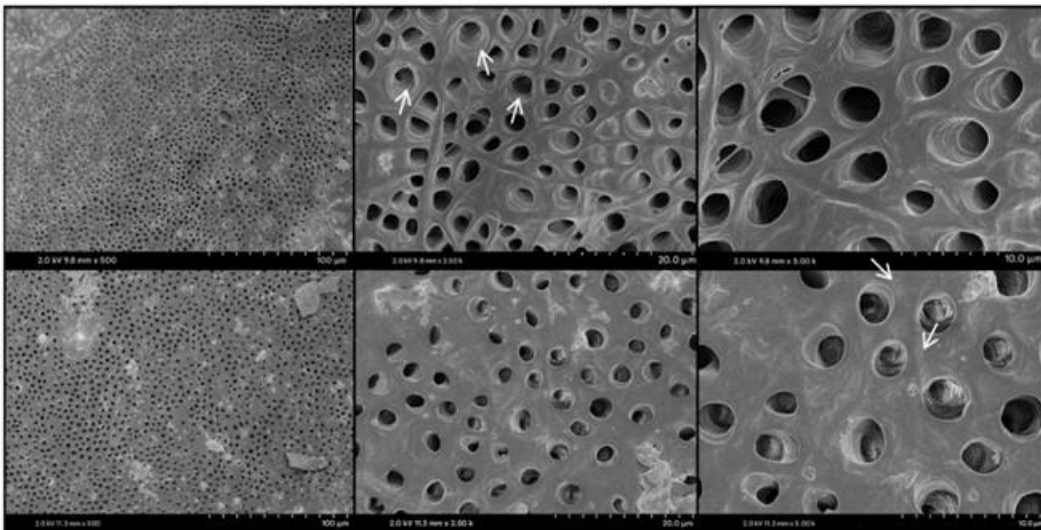


Figura 46. Imágenes representativas de SEM de superficies de dentina acondicionadas con ácido cítrico al 20 %. Aumentos a $\times 500$, $\times 2.5$ k y $\times 5.0$ k (de izquierda a derecha). Las flechas indican algunos túbulos dentinarios ensanchados y erosionados. (109)

6 DISCUSIÓN

A lo largo de la historia se ha buscado el sellador endodóntico ideal persiguiendo las características descritas por Grossman ya en 1958. Los selladores biocerámicos, hoy más específicamente llamados selladores hidráulicos de silicato de calcio, han revolucionado la endodoncia actual aportando nuevas oportunidades para el clínico. La biocompatibilidad, bioactividad y potencial antimicrobiano son características relevantes de estos materiales que contrastan con los selladores tradicionales.

La biocompatibilidad en la mayoría de los estudios *in vitro* e *in vivo* ha sido superior a los selladores tradicionales, especialmente ante el sellador estándar de comparación AH Plus (20,29,30,51,52).

Sin embargo, hay autores que discuten la biocompatibilidad del sellador MTA Fillapex como analiza Lim en su revisión (52). Este sellador, si bien contiene en su composición silicato de calcio, ésta es baja y contiene resina de salicilato, y a la hora del fraguado se liberan sustancias citotóxicas (30). Kebudi y col. mostraron respuestas de adhesión y proliferación celular ante el sellador, demostrando biocompatibilidad (61).

Wang en su revisión evidenció grandes controversias en relación a este sellador en estudios *in vivo* (implantación en tejido conectivo de ratas). Gomes-Filho y col. mostraron respuestas favorables durante la implantación, Assmann y col. pudieron mostrar además una disminución de la inflamación causada, pero Tavares y col. y Zmener y col. mostraron reacciones inflamatorias marcadas con proliferación de macrófagos y linfocitos (49).

Por tanto, cuando se opta por un sellador a base de silicato de calcio se impone su análisis y no se debe asumir que, por pertenecer a dicho grupo, éste es biocompatible.

La bioactividad concebida como la interacción beneficiosa, modulada y guiada entre el material y el medio (21) ha sido ampliamente estudiada *in vitro*. Los biocerámicos capaces de inducir la formación de apatita carbonatada, son los responsables de promover la proliferación de células y proteínas responsables de formar tejido óseo. No obstante, la evidencia *in vivo* no es concluyente, reportando casos de interfases fibrosas en vez de unión directa al hueso (53).

Es por ello que, la falta de evidencia sólida no permite tener consenso de la propiedad de bioactividad es efectiva *in vivo*, aunque es muy prometedora.

Lograr un efecto antimicrobiano con el sellador endodóntico es una de las ambiciones en el desarrollo de estos productos, ya que contribuirían con la reducción de la carga microbiana residual en el sistema de conductos.

Los selladores hidráulicos tienen una alcalinidad prolongada, dada la liberación sostenida de iones hidroxilos alcanzando entonces ese potencial antimicrobiano buscado (55).

Aquellos que vienen en formulación de premezclados están condicionados a que la reacción de fraguado (hidratación) se logre (humedad del medio) para alcanzar los mismos niveles que aquellos polvo-líquido (56).

Cuando se analiza el comportamiento de los selladores en forma directa con el *Enterococcus Faecalis*, Chen y col. no obtuvieron diferencias significativas entre los selladores biocerámicos estudiados ni con el AH Plus, no alcanzando una disminución significativa de las unidades formadoras de colonias (55), mientras que Haddad y col. muestran un buen desempeño del MTA Fillapex, atribuyéndolo a la presencia de resinas en su composición (29).

Lim y col. reportaron buen desempeño para iRoot SP y BioRoot RCS en contraposición al AH Plus (52). Por tanto, la presentación del sellador ha arrojado diferentes comportamientos.

La solubilidad de los selladores es evaluada con métodos muy heterogéneos por los investigadores, lo que ha llevado a resultados también muy diferentes y controversiales.

Para poder comparar los testeos, es indispensable tener en cuenta si las pruebas se realizaron antes o después de que hayan fraguado, dado que lo hacen por una reacción de hidratación y las pruebas de inmersión de agua no serán iguales en una condición u otra (57).

Haddad y col. expusieron estudios contrapuestos donde el MTA fillapex ha sido reportado con solubilidad menor al 3% (Vitti y col.), y otros con reportes de alta solubilidad (Viapiana y col.) incluso mayor a la norma, también asociados al Endosequence BC (29).

Aun teniendo presente la discrepancia entre evaluaciones, estos selladores no han alcanzado siempre las mejores performances en comparación con AH Plus (57).

La adhesión de los cementos biocerámicos a la dentina se ha descrito como una zona de infiltración mineral, donde la alcalinidad del sellador genera una zona de intercambio mineral y además se observan tags de cemento dentro de los canalículos dentinarios, según describe Atmeh y col. Estos hallazgos son a partir del biocerámico Biodentine un cemento que tiene características reparadoras (60) y se ha podido probar por otros autores como Li y col (110)

Sin embargo, al llevarlo a selladores endodónticos de silicato de calcio los resultados no han sido consistentes, e incluso se han reportado espacios vacíos o de escasa adaptación sobre todo a nivel del tercio apical (61,62).

El tiempo de fraguado de este grupo de selladores ha dejado entrever limitaciones de las pruebas ISO 6876/2012, dada la particular forma de fraguado, por hidratación, sobre todo en aquellos selladores premezclados (requieren de la humedad ambiente para fraguar).

Mientras algunos autores no alcanzaron los tiempos de fraguado estipulados por el fabricante o incluso reportan el no fraguado del sellador (74,75) otros lograron mejores resultados al tener pruebas sobre discos de yeso, que le aportan humedad al sellador (76).

Este tipo de evaluaciones deben ser estandarizadas para poder realizar correctos análisis comparativos del tiempo de fraguado, e incluso dentro de las diferentes presentaciones de los selladores. Nogueira y col. proponen evaluaciones in vivo con las limitaciones que estas presentan al ser destructivas (74).

7 CONCLUSIONES

A través de la presente revisión de la literatura científica se ha podido analizar los cementos endodónticos biocerámicos, más específicamente llamados selladores hidráulicos de silicato de calcio, como un nuevo e innovador grupo de materiales de obturación. Con un claro enfoque sobre sus propiedades biológicas, éstos tienen un gran potencial en la endodoncia contemporánea.

Los materiales biocerámicos han evolucionado a lo largo del tiempo pasando desde formulaciones bioinertes (como el zirconio) hacia materiales bioactivos y hasta biodegradables con capacidad de interactuar con los tejidos e incluso ser partícipes en procesos regenerativos. En la endodoncia estos materiales se han desarrollado desde aquellos derivados del cemento de Portland hasta la confección de los selladores de silicato de calcio, donde cada uno de sus componentes se han mejorado para lograr el desarrollo de productos muy prometedores.

En el mercado actual existen diferentes presentaciones de selladores hidráulicos de silicatos de calcio: polvo-líquido, automezcla o premezclados. Cada una de ellos, si bien comparten en su composición la base de silicatos de calcio, la proporción que contienen de ellos, el vehículo que emplean y los aditivos, difieren y condicionan directamente sus propiedades.

Son materiales altamente alcalinos por lo que son capaces de liberar iones hidroxilo y calcio, favoreciendo la formación de apatita carbonatada y por consiguiente la reparación de los tejidos, además de tener un potencial antimicrobiano. No obstante, se hallaron limitaciones en cuanto a solubilidad, adhesión y capacidad de sellado, sufriendo variaciones entre las diferentes formulaciones.

Las propiedades mejor desarrolladas de este grupo hace que sean ventajosos frente a los convencionales, para su uso en contextos clínicos que requieren una respuesta biológica favorable como casos de extrusiones apicales, perforaciones, técnicas regenerativas o anatomías complejas. A su vez se ha demostrado la indicación de éstos en técnicas de cono único donde la proporción de sellador es mayor.

Sin embargo, su uso debe basarse en un plan de tratamiento individualizado, teniendo en cuenta las debilidades que éstos presentan. Aún permanecen interrogantes en relación a la estabilidad dimensional y solubilidad a largo plazo por lo que la hermeticidad de la obturación podría comprometerse.

Por último, si bien los resultados de los estudios son prometedores no se los puede catalogar como selladores ideales. Su indicación clínica debe someterse a un análisis crítico atendiendo las particularidades del caso y las características de cada producto comercial particular. Es una industria en continuo cambio y crecimiento, por lo que resulta imperativo mantenerse actualizado al respecto. Será necesario plantear nuevos parámetros evaluativos para este tipo de selladores hidráulicos dadas las limitaciones de las pruebas estandarizadas actuales.

8 REFERENCIAS

1. American Association of Endodontists (AAE). Treatment standards. 2020.
2. John I. Ingle DM, Leif K. Bakland D, J. Craig BAumgartner MDP. Ingle's ENDODONTICS 6. 6th ed. 2008.
3. Charles R. E. Koch DDS, Burton Lee Thrope MD, DDS. History of Dental Surgery, Volume III Biographies of pioneer american dentist and their successors. National art publishing company. 1910;
4. Stephen Cohen, Richard C. Burns. Vias de la Pulpa. Octava. Elsevier, editor. 2002.
5. Versiani MA, Basrani B, Sousa-Neto MD. The Root Canal Anatomy in Permanent Dentition. 2019.
6. GROSSMAN LI. An improved root canal cement. J Am Dent Assoc. 1958;56(3):381–5.
7. International standard. ISO 6876 Dental root canal sealing materials. 2001.
8. Zhang X, Anderson J, Chang J, McLean K, Peppas N, Ai H, et al. 2nd Consensus conference on definitions on biomaterials science. J Tissue Eng Regen Med. 2020;14:561–2.
9. Khurshid Z, Sohail Zafar M, Najeeb S, Ratnayake J. Biomaterials in Endodontics. 2021.
10. Berman LH, Hargreaves KM. Cohen's Pathways of the Pulp Louis [Internet]. 12th ed. 2020. Disponible en: <http://ebooks.elsevier.com>
11. María Vallet-Regí. Bioceramics with Clinical Applications. Primera. 2014.
12. Drukteinis S, Camilleri J. Bioceramic materials in clinical endodontics. Bioceramic Materials in Clinical Endodontics. Springer; 2020. 1–101 p.
13. Wong AWY, Zhang S, Li SKY, Zhang C, Chu CH. Clinical studies on core-carrier obturation: A systematic review and meta-analysis. BMC Oral Health. 29 de diciembre de 2017;17(1).
14. Canalda Sahli C, Brau Agudé E. Endodoncia TÉCNICAS CLÍNICAS Y BASES CIENTÍFICAS. Tercera. Elsevier Masson, editor. España: 2014;
15. Seltzer S, Green DB, Weiner N, Derewis PK, Philadelphia P. A scanning electron microscope examination of silver cones removed from endodontically treated teeth. Oral Surg. 1972;33(4):589–605.
16. Vishwanath V, Rao HM. Gutta-percha in endodontics - A comprehensive review of material science. J Conserv Dent . 2019;22(3):216–22.
17. Pandey P, Aggarwal H, Tikku AP, Singh A, Bains R, Mishra S. Comparative evaluation of sealing ability of gutta percha and resilon as root canal filling materials- a systematic review. Vol. 10, Journal of Oral Biology and Craniofacial Research. Elsevier B.V.; 2020. p. 220–6.
18. Hiraishi N, Yau JYY, Loushine RJ, Armstrong SR, Weller RN, King NM, et al. Susceptibility of a Polycaprolactone-based Root Canal-filling Material to Degradation. III. Turbidimetric Evaluation of Enzymatic Hydrolysis. J Endod. agosto de 2007;33(8):952–6.
19. Tay FR, Pashley DH, Yiu CKY, Yau JYY, Yiu-Fai M, Loushine RJ, et al. Susceptibility of a Polycaprolactone-Based Root Canal Filling Material to Degradation. II. Gravimetric Evaluation of Enzymatic Hydrolysis. 2005.

20. Takashi KOMABAYASHI, David COLMENA, Nicolás CVACH, Aparna Bhat, Carolyn Primus, Yohji Imai. Comprehensive review of current endodontic sealers. *Dent Mater J.* 2020;39(5):7003–720.
21. Hench LL. Bioceramics: From Concept to Clinic.
22. Hench LL. The story of Bioglass®. En: *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.* 2006. p. 967–78.
23. Best SM, Porter AE, Thian ES, Huang J. Bioceramics: Past, present and for the future. *J Eur Ceram Soc.* 2008;28(7):1319–27.
24. Williams DF. Biocompatibility pathways and mechanisms for bioactive materials: The bioactivity zone. *Bioact Mater.* 1 de abril de 2022;10:306–22.
25. Camilleri J. Classification of Hydraulic Cements Used in Dentistry. *Frontiers in Dental Medicine.* 2020;1.
26. Grossman. *Grossman’s Endodontic Practice-13th edition.* 2014.
27. Ortega MA, Rios L, Fraile-Martinez O, Boaru DL, Leon-Oliva D De, Barrena-Blázquez S, et al. Bioceramic versus traditional biomaterials for endodontic sealers according to the ideal properties. Vol. 39, *Histology and Histopathology.* Histology and Histopathology; 2024. p. 279–92.
28. Tagger M, Tagger E, Tjan AHL, Bakland LK. SCIENTIFIC ARTICLES Measurement of Adhesion of Endodontic Sealers to Dentin. 2002.
29. Al-Haddad A, Aziz ZACA. Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review. Vol. 2016, *International Journal of Biomaterials.* Hindawi Limited; 2016.
30. Sanz JL, Guerrero-Gironés J, Pecci-Lloret MP, Pecci-Lloret MR, Melo M. Biological interactions between calcium silicate-based endodontic biomaterials and periodontal ligament stem cells: A systematic review of in vitro studies. Vol. 54, *International Endodontic Journal.* John Wiley and Sons Inc; 2021. p. 2025–43.
31. Özdemir O, Kopac T. Cytotoxicity and biocompatibility of root canal sealers: A review on recent studies. Vol. 20, *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials.* SAGE Publications Ltd; 2022.
32. DAG ØRSTAVIK. Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing DAG ØRSTAVIK. *Endod Topics.* 2005;25–38.
33. Ioannidis K, Mistakidis I, Beltes P, Karagiannis V. Spectrophotometric analysis of crown discoloration induced by MTA-and ZnOE-based sealers. *Journal of Applied Oral Science.* 2013;21(2):138–44.
34. Aminoshariae A, Primus C, Kulild JC. Tricalcium silicate cement sealers: Do the potential benefits of bioactivity justify the drawbacks? *The Journal of the American Dental Association* [Internet]. 1 de agosto de 2022 [citado 7 de junio de 2025];153(8):750–60. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0002817722000265>
35. Camilleri J, Atmeh A, Li X, Meschi N. Present status and future directions: Hydraulic materials for endodontic use. Vol. 55, *International Endodontic Journal.* John Wiley and Sons Inc; 2022. p. 710–77.

36. Ha W, Kahler B, Walsh LJ. Classification and nomenclature of commercial hygroscopic dental cements. Vol. 2, *European Endodontic Journal*. Kare Publishing; 2017.
37. Darvell BW, Wu RCT. MTA - An Hydraulic Silicate Cement: Review update and setting reaction. Vol. 27, *Dental Materials*. 2011. p. 407–22.
38. Viana Viola N, Tanomaru Filho M, Sérgio Cerri P, Viana Viola R, Coronel Joaquim Alves N. RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia MTA versus Portland cement: review of literature. Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=153022060013>
39. Mahmoud Torabinejad. *Mineral Trioxide Aggregate*. John Wiley & Sons. Mahmoud Torabinejad, editor. 2014.
40. Iliescu AA, Perlea P, Tulus G, Iliescu MG, Gheorghiu IM, Manolea HO. *Bioceramics in Endodontics*. 2019;241–90.
41. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing Ability of a Mineral Trioxide Aggregate for Repair of Lateral Root Perforations. Vol. 19. 1993.
42. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing Ability of a Mineral Trioxide Aggregate When Used As a Root End Filling Material. Vol. 19. 1993 dic.
43. Jefferies SR. Bioactive and biomimetic restorative materials: A comprehensive review. part i. Vol. 26, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. Blackwell Publishing Ltd; 2014. p. 14–26.
44. Surya Raghavendra S, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P. BIOCERAMICS IN ENDODONTICS – A REVIEW. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 17 de noviembre de 2017;51(0).
45. Cardinali F, Camilleri J. A critical review of the material properties guiding the clinician's choice of root canal sealers. Vol. 27, *Clinical Oral Investigations*. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH; 2023. p. 4147–55.
46. Saghiri MA, Gutmann JL, Orangi J, Asatourian A, Sheibani N. Radiopacifier particle size impacts the physical properties of tricalcium silicate-based cements. *J Endod*. 1 de febrero de 2015;41(2):225–30.
47. Osha. Hazard Communication Standard: Safety Data Sheets [Internet]. 2012 [citado 21 de junio de 2025]. Disponible en: <https://www.osha.gov/sites/default/files/publications/OSHA3514.pdf>
48. Chen B, Zhu Y, Lin M, Zhang Y, Li Y, Ouyang X, et al. Expert consensus on the diagnosis and therapy of endo-periodontal lesions. Vol. 16, *International Journal of Oral Science*. Springer Nature; 2024.
49. Wang Z. Bioceramic materials in endodontics. *Endod Topics*. abril de 2015;32:3–30.
50. Torabinejad M, Parirokh M. Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review-Part II: Leakage and Biocompatibility Investigations. Vol. 36, *Journal of Endodontics*. 2010. p. 190–202.
51. Zhou HM, Du TF, Shen Y, Wang ZJ, Zheng YF, Haapasalo M. In Vitro Cytotoxicity of Calcium Silicate-containing Endodontic Sealers. *J Endod*. 1 de enero de 2015;41(1):56–61.

52. Lim M, Jung C, Shin DH, Cho Y bum, Song M. Calcium silicate-based root canal sealers: a literature review. *Restor Dent Endod.* 2020;45(3).
53. Niu LN, Jiao K, Wang T Da, Zhang W, Camilleri J, Bergeron BE, et al. A review of the bioactivity of hydraulic calcium silicate cements. Vol. 42, *Journal of Dentistry.* Elsevier BV; 2014. p. 517–33.
54. Primus CM, Tay FR, Niu L na. Bioactive tri/dicalcium silicate cements for treatment of pulpal and periapical tissues. Vol. 96, *Acta Biomaterialia.* Acta Materialia Inc; 2019. p. 35–54.
55. Chen JH, Raman V, Kuehne SA, Camilleri J, Hirschfeld J. Chemical, antibacterial and cytotoxic properties of four different endodontic sealer leachates over time. *J Endod.* noviembre de 2024;
56. Ruiz-Linares M, Fedoseev V, Solana C, Muñoz-Sandoval C, Ferrer-Luque CM. Antibiofilm Efficacy of Calcium Silicate-Based Endodontic Sealers. *Materials.* 1 de agosto de 2024;17(16).
57. Silva EJNL, Cardoso ML, Rodrigues JP, De-Deus G, Fidalgo TK da S. Solubility of bioceramic- and epoxy resin-based root canal sealers: A systematic review and meta-analysis. Vol. 47, *Australian Endodontic Journal.* John Wiley and Sons Inc; 2021. p. 690–702.
58. Saghiri MA, Amanabi M, Samadi E, Asatourian A, Samadi F, Morgano SM. Evaluating the Solubility of Endodontic Sealers in Response to Static and Dynamic Stress: An In Vitro Study. *Eur Endod J.* 2024;9(3):231–5.
59. Nagas E, Uyanik MO, Eymirli A, Cehreli ZC, Vallittu PK, Lassila LVJ, et al. Dentin moisture conditions affect the adhesion of root canal sealers. *J Endod.* febrero de 2012;38(2):240–4.
60. Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Festy F, Watson TF. Dentin-cement interfacial interaction: Calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res.* mayo de 2012;91(5):454–9.
61. Kebudi Benezra M, Schembri Wismayer P, Camilleri J. Interfacial Characteristics and Cytocompatibility of Hydraulic Sealer Cements. *J Endod.* 1 de junio de 2018;44(6):1007–17.
62. Arikatla SK, Chalasani U, Mandava J, Yelisela RK. Interfacial adaptation and penetration depth of bioceramic endodontic sealers. *Journal of Conservative Dentistry.* 1 de julio de 2018;21(4):373–7.
63. Khurana N, Chourasia HR, Singh G, Mansoori K, Nigam AS, Jangra B. Effect of Drying Protocols on the Bond Strength of Bioceramic, MTA and Resin-based Sealer Obturated Teeth. *Int J Clin Pediatr Dent.* 1 de enero de 2019;12(1):33–6.
64. Khoury S, Aranda-Verdú S, Casino-Alegre A, Rubio-Climent J, Cruz-Rodriguez JA, Pallarés-Sabater A. Comparison of the push-out bond strength of two hydraulic calcium silicate-based endodontic sealers and an epoxy resin-based sealer. *J Clin Exp Dent.* 2023;15(10):e804–9.
65. Silva EJNL, Canabarro A, Andrade MRT, Cavalcante DM, Von Stetten O, Fidalgo TK da S, et al. Dislodgment Resistance of Bioceramic and Epoxy Sealers: A Systematic Review and Meta-analysis. Vol. 19, *Journal of Evidence-Based Dental Practice.* Mosby Inc.; 2019. p. 221–35.
66. Húngaro Duarte MA, de Oliveira El Kadre GD arc, Vivan RR, Guerreiro Tanomaru JM, Filho MT, de Moraes IG. Radiopacity of Portland Cement Associated With Different Radiopacifying Agents. *J Endod.* mayo de 2009;35(5):737–40.

67. Zamparini F, Prati C, Taddei P, Spinelli A, Di Foggia M, Gandolfi MG. Chemical-Physical Properties and Bioactivity of New Premixed Calcium Silicate-Bioceramic Root Canal Sealers. *Int J Mol Sci*. 1 de noviembre de 2022;23(22).
68. Camilleri J, Borg J, Damidot D, Salvadori E, Pilecki P, Zaslansky P, et al. Colour and chemical stability of bismuth oxide in dental materials with solutions used in routine clinical practice. *PLoS One*. 1 de noviembre de 2020;15(11 November).
69. Prasad Kumara PAAS, Cooper PR, Cathro P, Gould M, Dias G, Ratnayake J. Bioceramics in Endodontics: Limitations and Future Innovations—A Review. Vol. 13, *Dentistry Journal*. Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI); 2025.
70. Llena C, Herrero A, Lloret S, Barraza M, Sanz JL. Effect of calcium silicate-based endodontic sealers on tooth color: A 3-year in vitro experimental study. *Heliyon*. 1 de febrero de 2023;9(2).
71. Ashkar I, Sanz JL, Forner L, Melo M. Calcium Silicate-Based Sealer Dentinal Tubule Penetration—A Systematic Review of In Vitro Studies. Vol. 16, *Materials*. MDPI; 2023.
72. Raman V, Camilleri J. Characterization and Assessment of Physical Properties of 3 Single Syringe Hydraulic Cement-based Sealers. *J Endod*. 1 de marzo de 2024;50(3):381–8.
73. International Standard. INTERNATIONAL STANDARD ISO 6876/2012. 2012.
74. Nogueira Leal Silva EJ, Ehrhardt IC, Sampaio GC, Cardoso ML, Oliveira D da S, Uzeda MJ, et al. Determining the setting of root canal sealers using an in vivo animal experimental model. *Clin Oral Investig*. 1 de abril de 2021;25(4):1899–906.
75. 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*. mayo de 2011;37(5):673–7.
76. Koo J, Kwak SW, Kim HC. Differences in setting time of calcium silicate-based sealers under different test conditions. *J Dent Sci*. 1 de julio de 2023;18(3):1042–6.
77. Xuereb M, Vella P, Damidot D, Sammut C V., Camilleri J. In situ assessment of the setting of tricalcium silicate-based sealers using a dentin pressure model. *J Endod*. 1 de enero de 2015;41(1):111–24.
78. Camilleri J. Sealers and warm gutta-percha obturation techniques. *J Endod*. 1 de enero de 2015;41(1):72–8.
79. Hadis M, Camilleri J. Characterization of heat resistant hydraulic sealer for warm vertical obturation. *Dental Materials*. 1 de septiembre de 2020;36(9):1183–9.
80. La Rosa GRM, Canova FS, Leotta ML, Pedullà E. Effects of heating on bioceramic sealers: a scoping review of chemo-physical properties and clinical implications. Vol. 113, *Odontology*. Springer; 2025. p. 1–14.
81. Zamparini F, Spinelli A, Cardinali F, Ausiello P, Gandolfi MG, Prati C. The Use of Premixed Calcium Silicate Bioceramic Sealer with Warm Carrier-Based Technique: A 2-Year Study for Patients Treated in a Master Program. *J Funct Biomater*. 1 de marzo de 2023;14(3).

82. Kim J hyung, Cho SY, Choi Y, Kim D hyun, Shin SJ, Jung IY. Clinical Efficacy of Sealer-based Obturation Using Calcium Silicate Sealers: A Randomized Clinical Trial. *J Endod.* 1 de febrero de 2022;48(2):144–51.
83. Collado-Castellanos N, Micó-Muñoz P, Albero-Monteagudo A, Castañeda-Argueta A, Aamir M, Faus-Llácer V. Single cone and bioceramic sealer in oval canals: Efficiency endodontic obturation. *J Clin Exp Dent.* 2025;17(4):e399–406.
84. Celikten B, Uzuntas CF, Orhan AI, Orhan K, Tufenkci P, Kursun S, et al. Evaluation of root canal sealer filling quality using a single-cone technique in oval shaped canals: An in vitro Micro-CT study. *Scanning.* 1 de marzo de 2016;38(2):133–40.
85. Kim JA, Hwang YC, Rosa V, Yu MK, Lee KW, Min KS. Root Canal Filling Quality of a Premixed Calcium Silicate Endodontic Sealer Applied Using Gutta-percha Cone-mediated Ultrasonic Activation. *J Endod.* 1 de enero de 2018;44(1):133–8.
86. Parashos P, Phoon A, Sathorn C. Effect of Ultrasonication on physical properties of Mineral Trioxide Aggregate. *Biomed Res Int.* 2014;2014.
87. Vasudev Ballal N, Narkedamalli R, Camilleri J, Kapralos V, Zehnder M. Impact of final rinse with saline or alcohol solution on root canal sealability. *SWISS DENTAL JOURNAL SSO – Science and Clinical Topics.* 9 de septiembre de 2024;134(4):1–13.
88. Fernandes Zancan R, Hadis M, Burgess D, Zhang ZJ, Di Maio A, Tomson P, et al. A matched irrigation and obturation strategy for root canal therapy. *Sci Rep.* 1 de diciembre de 2021;11(1).
89. Vasudev Ballal N, Narkedamalli R, Camilleri J, Kapralos V, Zehnder M. Impact of final rinse with saline or alcohol solution on root canal sealability. *SWISS DENTAL JOURNAL SSO – Science and Clinical Topics.* 9 de septiembre de 2024;134(4):1–13.
90. Donnermeyer D, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E, Dammaschke T. Influence of the final irrigation solution on the push-out bond strength of calcium silicate-based, epoxy resin-based and silicone-based endodontic sealers. *Odontology.* 15 de abril de 2019;107(2):231–6.
91. Sfeir G, Bukiet F, Hage W, El Hachem R, Zogheib C. Impact of Final Irrigation Protocol on the Push-Out Bond Strength of Two Types of Endodontic Sealers. *Materials.* 1 de marzo de 2023;16(5).
92. Hassan R, Roshdy NN. Effect of continuous chelation on the dentinal tubule penetration of a calcium silicate-based root canal sealer: a confocal laser microscopy study. *BMC Oral Health.* 1 de diciembre de 2023;23(1).
93. Emekli GE, Kaptan RF, Tanalp J. Evaluation of the effects of traditional irrigation solutions and etidronic acid on the bond strength of endodontic sealers. *BMC Oral Health.* 1 de diciembre de 2025;25(1).
94. Alhilou AM. Factors Reducing Postoperative Pain Related to Root Canal Treatment: A Narrative Review of Systematic Reviews. Vol. 13, *Dentistry Journal.* Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI); 2025.
95. Hegde VR, Hegde SR, Fanibunda UE, Vartak MA. Comparative evaluation of postoperative pain and healing following root canal obturation with calcium silicate and

bioactive glass-based sealers to epoxy resin-based sealers: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*. 1 de marzo de 2025;28(3):211–21.

96. Mahajan D, Manocha D, Patel P, Saraiya MB, Chaniyara K. A Systematic Review on Comparison of Periapical Healing and Post-Operative Pain between Bioceramic and Epoxy Resin Based Sealers. Vol. 15, *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*. Wolters Kluwer Medknow Publications; 2023. p. S862–6.

97. Zamparini F, Lenzi J, Duncan HF, Spinelli A, Gandolfi MG, Prati C. The efficacy of premixed bioceramic sealers versus standard sealers on root canal treatment outcome, extrusion rate and post-obturation pain: A systematic review and meta-analysis. Vol. 57, *International Endodontic Journal*. John Wiley and Sons Inc; 2024. p. 1021–42.

98. Baranwal HC, Mittal N, Garg R, Yadav J, Rani P. Comparative evaluation of retreatability of bioceramic sealer (BioRoot RCS) and epoxy resin (AH Plus) sealer with two different retreatment files: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*. 1 de enero de 2021;24(1):88–93.

99. Fonseca B, Coelho MS, Bueno CEDS, Fontana CE, Martin AS De, Rocha DGP. Assessment of Extrusion and Postoperative Pain of a Bioceramic and Resin-Based Root Canal Sealer. *Eur J Dent*. 2019;13(3):343–8.

100. Turkyilmaz A, Baris SD, Hancerliogullari D, Erdemir A. Postobturation Pain of three Novel Calcium Silicate-based sealers with asymptomatic irreversible pulpitis or necrotic pulp with chronic apical periodontitis: prospective clinical trial. *BMC Oral Health*. 1 de diciembre de 2024;24(1).

101. Oltra E, Cox TC, LaCourse MR, Johnson JD, Paranjpe A. Retreatability of two endodontic sealers, EndoSequence BC Sealer and AH Plus: a micro-computed tomographic comparison. *Restor Dent Endod*. 2017;42(1):19.

102. Siqueira JF. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. Vol. 34, *International Endodontic Journal*. 2001.

103. Zhekov KI, Stefanova VP. Retreatability of Bioceramic Endodontic Sealers: A Review. Vol. 62, *Folia Medica*. Medical University of Plovdiv; 2020. p. 258–64.

104. Oltra E, Cox TC, LaCourse MR, Johnson JD, Paranjpe A. Retreatability of two endodontic sealers, EndoSequence BC Sealer and AH Plus: a micro-computed tomographic comparison. *Restor Dent Endod*. 2017;42(1):19.

105. Romeiro K, de Almeida A, Cassimiro M, Gominho L, Dantas E, Chagas N, et al. Reciproc and Reciproc Blue in the removal of bioceramic and resin-based sealers in retreatment procedures. *Clin Oral Investig*. 1 de enero de 2020;24(1):405–16.

106. Crozeta BM, Lopes FC, Menezes Silva R, Silva-Sousa YTC, Moretti LF, Sousa-Neto MD. Retreatability of BC Sealer and AH Plus root canal sealers using new supplementary instrumentation protocol during non-surgical endodontic retreatment. *Clin Oral Investig*. 1 de marzo de 2021;25(3):891–9.

107. Volponi A, Pelegrine RA, Kato AS, Stringheta CP, Lopes RT, Silva AS de S, et al. Micro-computed Tomographic Assessment of Supplementary Cleaning Techniques for Removing

Bioceramic Sealer and Gutta-percha in Oval Canals. *J Endod.* 1 de diciembre de 2020;46(12):1901–6.

108. Hassan R, El Zahar S. Cleaning Efficiency of XP Finisher, XP Finisher R and Passive Ultrasonic Irrigation Following Retreatment of Teeth Obturated with TotalFill HiFlow Bioceramic Sealer. *Eur Endod J.* 1 de junio de 2022;7(2):143–9.

109. Drukteinis S, Bilvinaite G, Sakirzanovas S. The Impact of Citric Acid Solution on Hydraulic Calcium Silicate-Based Sealers and Root Dentin: A Preliminary Assessment. *Materials.* 1 de marzo de 2024;17(6).

110. Li X, Pongprueksa P, Van Landuyt K, Chen Z, Pedano M, Van Meerbeek B, et al. Correlative micro-Raman/EPMA analysis of the hydraulic calcium silicate cement interface with dentin. *Clin Oral Investig.* 1 de septiembre de 2016;20(7):1663–73.

9 AGRADECIMIENTOS

Deseo expresar mi más sincero agradecimiento a mi tutora por su guía, su paciencia, el valioso apoyo académico y constante estímulo a lo largo de este trabajo que me permitió enfrentar los desafíos del proceso con confianza y claridad.

A mi familia, por su comprensión, apoyo incondicional y aliento en cada etapa de este camino. Sin su acompañamiento, este logro no hubiera sido posible.

A mis compañeros de cátedra, por el intercambio, la colaboración y los aprendizajes compartidos, que enriquecieron tanto lo académico como lo personal.

A todos, muchas gracias.