



**Universidad
Europea MADRID**

MÁSTER EN ENDODONCIA AVANZADA

**EFFECTO DE LA ACTIVACIÓN DE UN CEMENTO A BASE DE SILICATO DE
CALCIO EN LA CAPACIDAD DE OBTURACIÓN EN ISTMOS:
ESTUDIO MEDIANTE MICRO-CT**

TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

Natalia González Amorín

Dirigido por:

D^a. Ruth Pérez Alfayate

D^a. Beatriz Tejedor Bautista

RODA DE ERESMA

2023

INDICE

RESUMEN /ABSTRACT

0. INTRODUCCIÓN

0.1 Historia

0.2 Objetivo del tratamiento de conductos

0.3 Irregularidades anatómicas: Istmos

0.4 Materiales de obturación

0.5 Cementos biocerámicos

0.6 TotalFill BC Sealer

0.7 Técnica de obturación

0.8 Métodos de colocación del cemento en el conducto

Activación de cementos

0.8.1 Activación sónica

0.8.2 Activación ultrasónica

0.8.3 Activación ultrasónica indirecta

1. JUSTIFICACIÓN

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1 Hipótesis

2.2 Objetivos

3. MATERIAL Y MÉTODO

3.1 Recursos humanos y bibliográficos

3.2 Selección de la muestra

3.3 Preparación de la muestra

3.4 Micro-CT del diente previamente instrumentado

3.5 Impresión en 3D del diente natural seleccionado y previamente instrumentado

3.6 Preparación de las réplicas

3.7 Análisis de las muestras con micro-CT después de la obturación

3.8 Análisis estadístico

3.9 Flowchart de la metodología empleada

4. RESULTADOS

4.1 Volumen de material de obturación en mm³

4.2 Volumen de voids en mm³

4.3 Porcentaje de voids

5. DISCUSIÓN

5.1 Discusión del método empleado

5.2 Discusión de los resultados

5.3 Repercusión clínica, limitaciones del estudio y futuras vías de investigación

6. CONCLUSIONES

7. BIBLIOGRAFÍA

8. ANEXOS

Anexo 1: tablas

RESUMEN

Objetivo: Evaluación mediante micro-CT de la activación sónica y ultrasónica del cemento EndoSequence BC Sealer en la obturación en istmos.

Metodología: 30 réplicas de dientes molares inferiores con raíz mesial tipo IV de Vertucci y con un istmo tipo III (Yin *et al.*, 2021) divididos en tres grupos. Al primero de estos grupos (n=10) no se le realizó activación; al segundo grupo, una activación ultrasónica mediante la punta de ultrasonidos Irrisafe (n=10); y a un tercer grupo se le realizó activación sónica mediante punta EDDY (n=10). En todos los grupos se utilizó el sistema EndoSequence BC Sealer y la técnica de cono único en frío. Se evaluaron las muestras mediante microscopía computerizada. Se calculó el volumen de material de obturación, el volumen de voids y el porcentaje de voids en los conductos y en el istmo. Se realizó posteriormente un análisis estadístico utilizando ANOVA, observando la interacción entre los distintos grupos de activación del cemento y el grupo de no activación.

Resultados: Existen diferencias significativas en el porcentaje de voids entre el grupo 1 (de no activación) y el grupo 3 de activación sónica con punta EDDY, que es el que obtiene unos mejores resultados.

Conclusión: La activación del cemento EndoSequence BC Sealer influye y mejora la calidad y la capacidad de obturación en istmos. La activación con EDDY presentó los mejores resultados en relación al porcentaje de voids, tanto en conducto como en istmo.

Palabras clave: Micro-CT, microcomputed tomography, activation, agitation, EndoSequence BC Sealer, bioceramic sealer, filling quality, obturation techniques, single cone technique, isthmus, 3D printed, Root canal obturation.

ABSTRACT

Objective: Micro-CT evaluation of the sonic and ultrasonic activation of the EndoSequence BC Sealer in isthmus filling.

Methodology: 30 replicas of Vertucci type IV lower molar teeth with mesial root and type III isthmus (Yin *et al.*, 2021) divided into three groups. The first of these groups without activation (n=10); to the second group underwent ultrasonic activation by means of the Irrisafe ultrasound tip (n=10); and a third group underwent sonic activation using an EDDY tip (n=10). The EndoSequence BC Sealer system and the single cold cone technique were used in all groups. The samples were evaluated by computed microscopy. The volume of obturation filling, the percentage and the volume of voids was calculated in the canals and in the isthmus as well. A statistical analysis was subsequently performed using ANOVA, noticing interactions between the different sealer activation groups and the non-activation group.

Results: There are significant differences in the voids percentage between group 1 (no activation) and group 3, sonic activation with EDDY tip, which is the one that obtains better results.

Conclusion: The activation of the EndoSequence BC Sealer system influences and improves the quality and obturation capacity in isthmuses. The activation with EDDY tip showed the best results in relation to the percentage of voids, both in the canals and in the isthmus as well.

Keywords: Micro-CT, microcomputed tomography, activation, agitation, EndoSequence BC Sealer, bioceramic sealer, filling quality, obturation techniques, single cone technique, isthmus, 3D printed, Root canal obturation

0. INTRODUCCIÓN

0.1 Historia

La endodoncia se ha presentado como una especialidad de la odontología cuyo fin ha buscado la preservación del diente en boca a largo plazo. Para este fin en ocasiones es necesaria la realización del tratamiento de conductos (Anthony y Grossman, 1945, Ingle, 1961). Schilder en 1967, fundamentó que las bases del tratamiento endodóntico se apoyaban en tres pilares básicos: la instrumentación, la irrigación y la obturación (Schilder, 1967).

En el pasado se ha planteado la duda sobre si era necesaria la obturación de los conductos. Fueron Dixon y Rickert en 1931, con su teoría del “tubo hueco”, quienes sentaron las bases del concepto de “sellado apical”. De ahí surgió la importancia de realizar la obturación, ya que así se intenta evitar la reinfección bacteriana por vía coronal y apical, buscando en última instancia el sellado en tres dimensiones del sistema de conductos. Debido a que las enfermedades pulpares tienen un predominio de un componente infeccioso (Kakehashi, *et al.*, 1965), la aplicación de los nuevos materiales de obturación debería tener como objetivo mejorar la capacidad y eficacia de los profesionales para eliminar la infección y su recontaminación (Byström *et al.*, 1987, Lin *et al.*, 2009). A pesar de esta circunstancia, el tratamiento de conductos es una técnica clínica que, atendiendo a la literatura, presenta una tasa de éxito, en dientes sin periodontitis apical, de más del 90% (Friedman *et al.*, 2003). Pero este éxito no siempre se consigue obtener con la suficiente eficacia para que no se produzca un fracaso a largo plazo (Ricucci *et al.*, 2009, Ricucci y Siqueira, 2010).

0.2 Objetivo del tratamiento de conductos

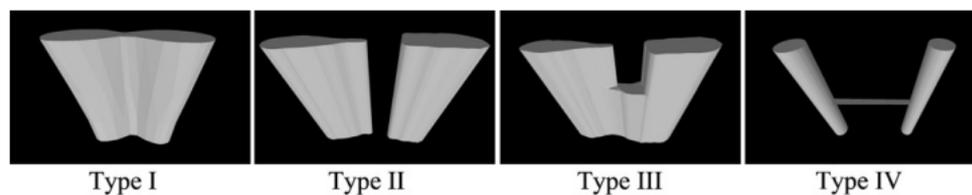
Se han expuesto diferentes causas como plausibles para que se produzca un fracaso en este objetivo. Entre ellas cabe destacar la falta de sellado, la presencia de conductos omitidos, defectos en la obturación y la existencia de complejidades anatómicas (Song y Jung, 2011). De hecho, no siempre es posible ejecutar este sellado con la precisión necesaria, puesto que hay variables anatómicas que pueden limitarlo. Hay diversas causas que la literatura ha expuesto a este respecto, como la asociación entre la presencia de anatomías complejas y el fracaso endodóntico (Von Arx, 2005, Song y Kim, 2011, y Kim *et al.*, 2016).

0.3 Irregularidades anatómicas

La importancia de la presencia de estas complejidades anatómicas radica en la dificultad de ejecutar un adecuado tratamiento de éstas y así evitar zonas sin tratar por las que las bacterias pueden proliferar y nutrirse (Alves *et al.*, 2016, Kim *et al.*, 2017). Dentro de estas

complejidades anatómicas cabe destacar los deltas apicales (Gao et al., 2016), los conductos laterales (De-Deus *et al.*, 1975) y los istmos (Weller *et al.*, 1995, Hsu y Kim, 1997). La literatura expone en muchos estudios la dificultad del tratamiento endodóntico en dientes que presentan istmo (Von Arx, 2005, Song y Kim, 2011, Kim *et al.*, 2016.), ya que en el istmo puede verse dificultada la eliminación de tejido y de detritus, y también la llegada de irrigantes y cementos selladores (Endal *et al.*, 2011).

Los dientes que presentan una mayor proporción de istmos son los molares y los premolares (Kim y Kratchman, 2006). Según los estudios realizados hasta la fecha, se aprecia una sensible variación en el cálculo del porcentaje de istmos en la raíz mesial de molares inferiores. El mismo llega a estar comprendido entre un 54,8% (De Pablo *et al.*, 2010), un 80% (Hsu y Kim, 1997) y un 83% (Von Arx, 2005). La presencia de estos porcentajes ha fomentado un mayor estudio de estas irregularidades anatómicas para su comprensión (Weller *et al.*, 1995). No fue hasta 1983 que se empezó a definir el concepto de istmo en los libros de texto por Cambruzzi y Marshall (Cambruzzi y Marshall, 1983). Hay muchas definiciones de istmo, la proporcionada por la Asociación Americana de Endodoncia (ADA) comprende a esta anatomía como “Una delgada comunicación entre dos o más conductos en la misma raíz”.



Classification of canals with isthmus. Type I, sheet connection; Type II, separate; Type III, mixed; Type IV, cannular connection.

Fig. 1. Clasificación de Fan *et al.*, 2010

La literatura ha presentado tres clasificaciones principales:

- La primera, correspondiente a Hsu y Kim en 1997, utilizando imágenes en dos dimensiones con radiografía convencional.
- La segunda, propuesta por Fan *et al.*, en 2010, basada en hallazgos con micro-CT.

La tercera más actual, propuesta por Yin *et al.*, en 2021, también basada en evaluaciones con micro-CT.

Fig. 1 Classification of isthmuses. **a** Type I, isthmus with a roof; **b** Type II, isthmus with a floor; **c** Type III, band-shaped isthmus; **d** Type IV, isthmus without boundaries. The blue arrow indicates the boundary of the isthmus

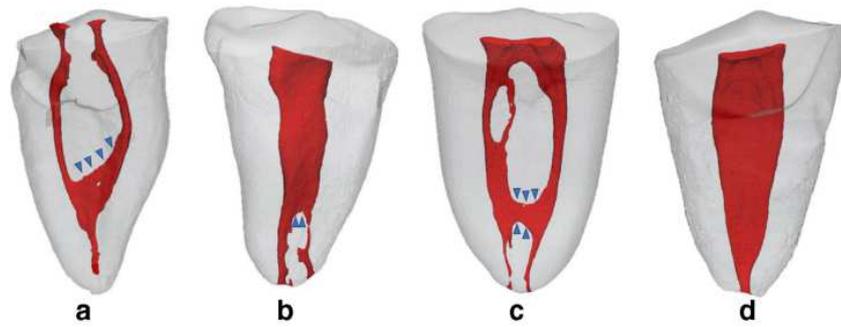


Fig. 2. Clasificación de istmos de Yin et al., 2021

Atendiendo a esta última clasificación existen cuatro tipos principales de istmo:

- El tipo I, denominado de techo
- El istmo tipo II, denominado de suelo,
- El istmo tipo III, denominado en banda
- El tipo IV, sin techo ni suelo

Con respecto al istmo tipo IV, se ha definido como un área en forma de banda entre un techo y un suelo formada entre los conductos de la raíz (Keleş y Keskin, 2018). Debido a esta disposición tan particular, su preparación mecánica se puede ver dificultada (Leoni et al., 2017). Además, la instrumentación de los conductos puede producir una acumulación de tejido duro en el istmo (Paqué *et al.*, 2009., De-Deus *et al.*, 2014). Y hay que tener en cuenta que las técnicas de irrigación actuales no se han mostrado hoy en día lo suficientemente eficaces para la completa limpieza de estas estructuras (Versiani *et al.*, 2015, Neelakantan *et al.*, 2016, Leoni *et al.*, 2017). Este tipo de estructuras se pueden convertir en un nicho para albergar bacterias, al poder quedar tejido pulpar residual y restos necróticos (Siqueira *et al.*, 2013), siendo esta acumulación de restos y bacterias inaccesible al irrigante, con lo que se impide de igual modo la llegada de material de obturación a esa zona (De-Deus *et al.*, 2008, Keleş y Keskin, 2020). Todas estas situaciones anteriormente mencionadas conllevan en muchos casos el fracaso del tratamiento de conductos (Ricucci *et al.*, 2009, Alves *et al.*, 2016). Para evitar este fracaso, un requisito debe ser un profundo conocimiento previo sobre la anatomía y fisiología del diente, para así poder aplicar estos conocimientos sobre los tratamientos endodónticos. Ya Hess y Zürcher en 1925 demostraron que los sistemas de conductos radiculares tienen morfologías complejas que no se ven alteradas y cuyo tratamiento no se ve completado durante la fase de instrumentación e irrigación (Hess y Zürcher, 1925).

0.4 Materiales de obturación

Con el objetivo de lograr la adecuada obturación de esas anatomías complejas que mencionábamos y para conseguir el sellado en tres dimensiones, se han utilizado diversos materiales: pastas, cementos, y núcleos (puntas de plata, cono Resilon y cono de gutapercha). Históricamente la gutapercha (isómero trans de poliisopreno) ha sido el material sólido más usado como núcleo en la obturación de conductos radiculares. Fue introducido por Bowman (Anthony y Grossman, 1945). La gutapercha que utilizamos actualmente está compuesta por un 20% del polímero y un resto de óxido de zinc, ceras, resinas y sulfatos metálicos para proporcionar radiopacidad (Friedman *et al.*, 1977, Gurgel-Filho *et al.*, 2003). Aunque no presenta todas las características para ser considerado el material de obturación ideal, cuenta con propiedades beneficiosas. Entre ellas podemos destacar que no es reabsorbible, o que presenta una citotoxicidad, alergenicidad y estimulación tisular mínimas cuando está dispuesta en el interior del conducto (Ørstavik, 2005). Además, es bien tolerada por los tejidos perirradiculares si se produce una extensión de la misma (Khabbaz y Papadopoulos, 1999).

Sin embargo, presenta la incapacidad de unirse a las paredes del conducto radicular, por lo que precisa de un cemento sellador (Grossman, 1958). Actualmente hay diferentes tipos de selladores disponibles: los de óxido de zinc (con o sin eugenol), los de hidróxido de calcio, los de ionomero de vidrio, los de silicona, los basados en resina epoxi, los de base de resina de metacrilato o los más recientemente introducidos, a partir de silicato de calcio. El más estudiado hasta la fecha ha sido el cemento sellador a base de resina epoxi, comercializado mayoritariamente como AH Plus.

La industria continuamente propone nuevos cementos selladores atendiendo a un mercado altamente competitivo (Christensen, 2004) Buscando en última instancia un mejor sellado del sistema de conductos. Estos se pueden clasificar en cuatro categorías principales:

- Cementos con capacidad de adhesión a las paredes dentinarias del conducto para así eliminar los espacios vacíos que puedan existir
- Cementos que intentan un autosellado de los espacios durante su fraguado o expansión
- Cementos que mejoran su fluidez y adaptación a las paredes del conducto
- Cementos en los que se produce una acción bioactiva con los tejidos en casos en los que se vea comprometido el sellado

Entre estos tipos de cemento, la categoría más estudiada es la primera, de cementos que poseen la capacidad de adherirse a las paredes dentinarias del sistema de conductos. El desarrollo de esta categoría de materiales se produjo en la década de los 90 del pasado siglo y principios del siglo XXI (De-Deus, *et al.*, 2021). Estos cementos buscaban la aplicación de la tecnología adhesiva utilizada en odontología restauradora en la obturación intraconducto (Schwartz, 2006). La aplicación de esta línea clínica buscaba que se creara una adherencia del material sellador a la dentina desde la parte coronal a la apical, incluidas las irregularidades del conducto, y trajo como consecuencia la creación del concepto de monobloque (Tay y Pashley, 2007). Este concepto de monobloque tiene su aplicación igualmente en el caso de los cementos selladores biocerámicos a base de silicato de calcio.

0.5 Cementos biocerámicos

A raíz de los conceptos desarrollados más arriba, a finales del siglo XX fue extendida la aplicación en el campo de la endodoncia del agregado de trióxido mineral (MTA) derivado del cemento Portland (Torabinejad *et al.*, 1995, Camilleri *et al.*, 2005, Camilleri, 2007, Camilleri, 2008, Camilleri, 2009). A partir del MTA se han desarrollado diversos tipos de cementos (Donnermeyer *et al.*, 2019, Camilleri *et al.*, 2022). Éstos han presentado propiedades deseables para su utilización en el campo de la endodoncia: terapia pulpar, reparación de comunicaciones con el medio oral, apicogénesis, apicoformación y como cementos selladores en el tratamiento de conductos (Camilleri *et al.*, 2022). Entre sus propiedades cabe destacar la biocompatibilidad con los tejidos, la bioactividad y su alta capacidad antimicrobiana (Al-Haddad y Aziz, 2016, Khalil *et al.*, 2016, Donnermeyer *et al.*, 2019).

La biocompatibilidad comprende una serie de características que facilitan su uso en tejido vivo, como su capacidad osteogénica, la posibilidad de generar adhesión y migración celular y el hecho de que a una dosis baja no presenta citotoxicidad relevante (Zhang *et al.*, 2010, Zanini *et al.*, 2012, Lee *et al.*, 2017, Ah *et al.*, 2020).

La bioactividad de estos cementos consiste en la capacidad de liberar iones de calcio e hidroxilo durante su fraguado y facilitar así la formación de tejido mineral (Camilleri *et al.*, 2022). Con respecto de la alta capacidad antimicrobiana, cabe destacar que su acción es limitada durante las primeras etapas, sobre todo cuando está en contacto con biofilm, pero en combinación con hipoclorito ha sido demostrado que posee un efecto sinérgico ante las bacterias (Zhang *et al.*, 2009, Du *et al.*, 2015, Kapralos *et al.*, 2017).

Estos cementos presentan además otras características reseñables, como su baja contracción durante el fraguado (Xuereb *et al.*, 2015), su estabilidad dimensional a lo largo del tiempo y su capacidad de expansión (Al-Haddad y Aziz, 2016). Estas cualidades hacen posible que este material se pueda utilizar en grandes volúmenes, convirtiéndose así en un sistema de obturación en sí mismo (Debelian y Trope, 2016, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^b).

0.6 TotalFill BC Sealer

Habida cuenta de estas características favorables, en el siglo XXI se ha ido introduciendo una gama de materiales modificados a partir de silicato de calcio para su uso como selladores de conductos radiculares. En 2008 la casa FKG Dentaire introdujo el cemento TotalFill BC Sealer, que se presenta en formato premezclado en una jeringa y con consistencia fluida. Una de las desventajas que presenta el MTA es su difícil manipulación. Esta ha sido la causa de que la industria haya desarrollado este tipo de cementos hidráulicos para su uso intraconducto. La composición química de este cemento se basa en silicatos cálcicos, óxido de zirconio, fosfato cálcico monobásico y rellenos.



Fig. 3. Cemento EndoSequences BC Sealer

Para un adecuado aprovechamiento de sus cualidades, necesita realizar un fraguado adecuado en presencia de humedad. Esto es así porque en un ambiente húmedo es capaz de producir hidróxido de calcio, con lo que eleva el Ph y así puede desarrollar su capacidad antimicrobiana, así como su biocompatibilidad y su bioactividad (Donnermeyer *et al.*, 2019). Su tiempo de trabajo es de 4 horas a temperatura ambiente, aunque en condiciones de sequedad puede llegar a 10 horas. Además, hay que tener en cuenta que la temperatura corporal aumenta la fluidez y disminuye el tiempo de fraguado (Chen *et al.*, 2020).

0.7 Técnica de obturación

Dadas todas estas características, se recomienda utilizar estos cementos con la técnica de cono único. En dicha técnica se usa un cono de gutapercha para aumentar la presión hidráulica dentro del conducto y así inducir la penetración del cemento dentro de irregularidades anatómicas y túbulos dentinarios (Debelian y Trope, 2016). El uso de este

cono de gutapercha también resulta de gran utilidad en el caso de que se precise la realización de un retratamiento (Oltra *et al.*, 2017). Esta técnica se plantea además como menos sensible a la experiencia clínica del operador (Debelian y Trope, 2016, Guivarc'h *et al.*, 2020).

Como técnicas clínicas para la obturación del sistema de conductos, dado su éxito clínico y adecuado pronóstico (Ng *et al.*, 2008, Ng *et al.*, 2011), cabe asimismo remarcar la existencia de dos técnicas previas de amplio uso: la compactación lateral y las técnicas termoplásticas (Whitworth *et al.*, 2005). Atendiendo a la literatura más reciente, la técnica de cono único ha mostrado que su eficacia es comparable a la de compactación lateral o a la obturación mediante técnicas termoplásticas (Silva-Almeida *et al.*, 2017). Se han obtenido resultados similares o superiores, con una tasa de éxito global estimada en un 90% (Chybowski *et al.*, 2018, Zavattini *et al.*, 2020).

Como un inconveniente de las técnicas tradicionales, es necesario destacar una curva de aprendizaje larga, necesaria para una correcta ejecución con resultados reproducibles. En ambas técnicas, el tiempo de ejecución resulta elevado, ya que es preciso llevar al conducto grandes cantidades de masa de gutapercha. No hay que olvidar la dificultad añadida de disponer de aparatos específicos, como en el caso de la condensación vertical, y de la colocación de dispositivos rígidos de metal en el interior del conducto cuando nos enfrentamos a casos con anatomías complejas y zonas de difícil acceso (Gok *et al.*, 2017).

Los estudios (Jeong *et al.*, 2017, Bager-Can, 2017, Roizenblit *et al.*, 2020, Tavares *et al.*, 2021) demuestran que la técnica de obturación de cono único se perfila, así como una alternativa valiosa para el tratamiento de conductos (Silva-Almeida *et al.*, 2017, Chybowski *et al.*, 2018, Guivarc'h *et al.*, 2020).

0.8 Métodos de colocación del cemento en el conducto

Ya sea mediante la técnica de cono único en frío o mediante las otras alternativas de las que disponemos, un factor a tener en cuenta ha de ser obligatoriamente la colocación del cemento sellador en el interior del conducto (Hoen *et al.*, 1988, West *et al.*, 1989, Hall *et al.*, 1996, Kahn *et al.*, 1997, Guinesi *et al.*, 2014). Estos y otros autores han estudiado el efecto de colocar el cemento sellador de distintas formas, ya sea mediante punta de papel, lima manual, léntulo, cono maestro de gutapercha, aguja de irrigación o punta de ultrasonido. A raíz del uso de puntas de ultrasonido para la colocación del cemento se ha comenzado también a estudiar la influencia que pueda tener su activación sobre la calidad de obturación y el sellado del sistema de conductos.

La activación de cementos ha sido estudiada como una forma de reducir la presencia de espacios vacíos en el material de obturación y de mejorar su penetración intratubular. La activación ha sido usada en un principio como un complemento en la irrigación, con el objetivo de eliminar el tejido y detritus presentes durante la instrumentación. Se han propuesto diversos dispositivos que, utilizados durante la fase de irrigación, proponen activar los líquidos irrigantes y así potenciar su remoción. La literatura a lo largo del tiempo ha presentado diversas formas de activar los irrigantes (Van Der Luis *et al.*, 2007, Gu, *et al.*, 2009). Como mayores exponentes de la activación cabe mencionar los dispositivos de activación sónica y ultrasónica (Van Der Luis *et al.*, 2007, Gu, *et al.*, 2009).

0.8.1 Activación sónica

A. Endoactivator

La activación sónica fue introducida por Clifford Ruddle con el dispositivo Endoactivator® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza). Como propiedades deseables cabe destacar la creación de un fenómeno hidrodinámico, originado por la oscilación mecánica de su punta. Su uso puede mejorar la penetración, circulación y flujo del irrigante, haciéndolo llegar a zonas inaccesibles. Se comercializa con varias puntas de #15 0.02, #25 0.04, #35 0.04 fabricadas con un polímero flexible que trabaja a unas 10.000 pulsaciones (166-190 Hz por debajo de 5 Hz).

B. EDDY

Después se han desarrollado otros dispositivos como EDDY® (VDW, GmbH, Múnich, Alemania), que consiste en una punta #25 0.04 de un polímero flexible (poliamida), cónica y lisa adaptada a un ultrasonido de limpieza y que trabaja a 6000 Hz (Conde *et al.*, 2017, Dönnemeyer *et al.*, 2019). Los movimientos mecánico-oscilatorios se concentran en su punta y producen una menor oscilación que su predecesor Endoactivator®. Se recomienda para su utilización una ampliación del conducto hasta #25 0.06 para minimizar el contacto de la punta sobre las paredes, ya que disminuiría su eficacia y podría producir detritus en las paredes del conducto (Rius *et al.*, 2021). En estos dispositivos de activación sónica no se reproduce por tanto el fenómeno de la cavitación.



Fig. 4. Punta EDDY

0.8.2 Activación Ultrasónica

La activación ultrasónica pretende desarrollar una acción directa sobre el irrigante, desplazando el detritus e induciendo una turbulencia de la solución de irrigación, aumentando y disminuyendo su presión hidrostática y formando burbujas de cavitación. Estas burbujas pueden implosionar, creando un aumento de temperatura y de presión (Van Der Luis et al 2007., Gu et al., 2009). Con la activación ultrasónica se considera que se genera además una corriente microacústica a lo largo de todo el instrumento, responsable de un aumento de la limpieza de los conductos (Van Der Luis et al., 2007).

Entre las puntas más utilizadas se encuentran Irrisafe® (Acteon Satelec, Merignac Cedex, Francia), que está fabricada de acero inoxidable con bordes no cortantes y punta no activa #20 0.00 y también la punta lisa de acero inoxidable Irrisonic® #20 0.01 (Helse Ultrasonic, Florida, Estados Unidos).



Fig. 5. Punta de ultrasonidos Irrisafe

Diversos autores han aplicado estos sistemas anteriormente detallados para activar los cementos selladores, pretendiendo una mejor obturación y sellado del sistema de conductos con su uso (Nikhil *et al.*, 2015, Alcalde *et al.*, 2017, Prasad, *et al.*, 2018, Siqueira-Coronas *et al.*, 2020, De-Bem *et al.*, 2020, Kim *et al.* 2021, Song, *et al.*, 2022). La activación ultrasónica a alta frecuencia y con una pequeña amplitud de oscilación mejora la colocación homogénea y la proyección del cemento sellador contra las paredes del conducto (Cavenago *et al.*, 2012). El aumento de la presión del cemento sellador contra las paredes facilita el llenado de las irregularidades (Guimarães *et al.*, 2014) y conductos accesorios (Arslan *et al.*, 2016), creando así una penetración dentro de los túbulos.

0.8.3 Activación ultrasónica indirecta

Otra manera más de realizar la activación ultrasónica es de forma indirecta. La vibración indirecta es una técnica que se utiliza aplicando la vibración que genera una punta de ultrasonidos sobre instrumentos interpuestos, no de forma directa sobre el material que se pretende colocar (Kim *et al.*, 2018, Ko *et al.*, 2020, Kim *et al.*, 2020, Kalantar-Motamedi *et al.*, 2021). Kim, en 2018, desarrolló una técnica en la que aplica vibración indirecta para

lograr la activación de cementos selladores durante la ejecución de la técnica de cono único en frío.

Hay que tener en cuenta que en las diferentes modalidades de activación se produce calor. Este calor generado también puede producir cambios en las propiedades del cemento sellador que pueden mejorar o empeorar sus propiedades (Acris De-Carvalho *et al.*, 2021). Se ha documentado que un aumento de temperatura por encima de 100° durante más de un minuto puede producir cambios en las propiedades de estos cementos (Camilleri *et al.*, 2015, Atmeh-Alshwaimi *et al.*, 2017)).

1. JUSTIFICACIÓN

Dentro de las fases que conforman el tratamiento de conductos radiculares, la fase final de obturación refleja todo el trabajo previo realizado de irrigación e instrumentación. Sin ella, se puede producir una reinfección del sistema de conductos (Ricucci y Siqueira, 2010). Por ello, la falta de un correcto sellado es una de las causas del fracaso del tratamiento de conductos (Ng *et al.*, 2011). Para evaluar la calidad del sellado de la obturación del sistema de conductos se ha utilizado la medición de la presencia de espacios vacíos (voids) en el material de obturación (De-Deus *et al.*, 2022). La presencia en sí misma de voids no justifica un fracaso en el tratamiento, pero constituye un factor a tener en cuenta, puesto que se convierten en una zona por la que pueden penetrar y donde se pueden reproducir las bacterias (Keleş y Keskin, 2019).

Los trabajos de investigación no revelan hasta la fecha ningún sistema de obturación que realice un sellado en tres dimensiones sin presencia de espacios vacíos (Gok *et al.*, 2017, Iglecias *et al.*, 2017, Kim *et al.*, 2018, Ko *et al.*, 2020, Zhang *et al.*, 2021, De-Deus *et al.*, 2021). Para una correcta evaluación de estos espacios vacíos la técnica que se ha estado utilizando es la tomografía microcomputerizada (micro-CT). Permite la medición de volúmenes y del porcentaje de voids en los estudios sobre calidad de obturación. Esta técnica se encuentra en auge, ya que se ha mostrado como una forma no invasiva de abordar la evaluación de la calidad de obturación en materiales de sellado radicular (Aksoy *et al.*, 2020, Versiani y Keleş, 2020, De-Deus *et al.*, 2022).

Una serie de nuevos materiales, como son los cementos hidráulicos a base de silicato de calcio, se ha presentado como una alternativa a los materiales tradicionales, dadas unas adecuadas propiedades biológicas y, en el caso de los cementos premezclados, unas adecuadas propiedades físicas (Debelian y Trope, 2016, Al-Haddad y Aziz, 2016, Tolentino *et al.*, 2020).

Hay dos propiedades físicas que podemos destacar sobre el resto. La primera de ellas es la baja contracción durante su fraguado, que permite su utilización en grandes volúmenes dentro del conducto sin depender de una gran masa de gutapercha. De ahí su utilización con la técnica de cono único en frío (Debelian y Trope, 2016). El segundo rasgo reseñable es la fluidez, que permite por su parte su distribución en las zonas más inaccesibles de los conductos y en complejidades anatómicas (Debelian y Trope, 2016). Para potenciar esta propiedad se ha utilizado la activación sónica y ultrasónica con dispositivos provenientes de

la irrigación, considerando que la activación puede promover una mejor calidad de obturación y sellado en anatomías complicadas (Arslan *et al.*, 2016, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^b).

Entre estas complejidades anatómicas cabe destacar la presencia de istmos en dientes multirradiculares, cuya prevalencia se puede dar entre el 80% y el 90% de los casos (Kim y Kratchman, 2006). La presencia de istmos está asociada al fracaso de los tratamientos de endodoncia (Endal *et al.*, 2011, Kim *et al.*, 2016).

El istmo es considerado una anatomía compleja particularmente difícil de tratar y, a la hora de realizar estudios *ex vivo*, difícil de estandarizar (Keleş y Keskin, 2019, De-Deus *et al.*, 2020). Reunir la cantidad necesaria de dientes extraídos para lograr una muestra homogénea y suficientemente representativa resultaría un esfuerzo ingente, tanto en el plano económico como en el tiempo necesario para llevar a cabo esta fase previa del trabajo.

Además, la estandarización precisa de la utilización de la tomografía computerizada para localizar los dientes concretos que presentan la variable anatómica de estudio (De-Deus *et al.*, 2020). Con todo esto, la utilización de réplicas impresas en tres dimensiones se perfila como una opción a tener en cuenta a la hora de abordar este tipo de trabajos (Hulsmann, 2022, Reis *et al.*, 2022), a pesar de que no se va a contar con la dentina en la que estos cementos hidráulicos a base de silicato de calcio son capaces de desarrollar sus cualidades biológicas (Kim *et al.*, 2017, Drukteinis *et al.*, 2021, Holmes *et al.*, 2021).

Pero los estudios sobre estos materiales biocerámicos son aún escasos. Por todas estas razones, parece necesaria la realización de trabajos de investigación sobre la capacidad de obturación en istmos con cementos hidráulicos a base de silicato de calcio y observando el efecto de la activación de los mismos. La evaluación de los resultados ha de ser, por lógica, a través de la realización de tomografía microcomputerizada (De-Deus *et al.*, 2022).

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1 Hipótesis

En la hipótesis alternativa (H1) de este estudio la capacidad de obturación en istmos presenta diferencias en función del efecto de diferentes técnicas de activación sobre un cemento hidráulico a base de silicato de calcio.

En la hipótesis nula (Ho) no se aprecian diferencias significativas al respecto.

2.2 Objetivo

Evaluación mediante micro-CT de la activación sónica y ultrasónica del cemento EndoSequence BC Sealer en la obturación en istmos.

3. MATERIAL Y MÉTODO

Se trata de un estudio clínico in vitro sobre réplicas del primer molar mandibular

El estudio clínico in vitro sobre réplicas fue aprobado por el Comité Ético de Investigación de la Universidad Europea de Madrid (CIPI solicitado). La estimación de la muestra se realizó con la calculadora Granmo, aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2, precisando diez dientes en cada grupo y tomando como referencia el estudio de Keleş y Keskin, 2019.

3.1. Recursos humanos y bibliográficos

La recogida, la realización de los tratamientos de conductos y el tratamiento de los dientes y de las réplicas de resina han sido realizados por un único investigador. La impresión de las réplicas ha sido realizada por la empresa Digital Anatomics. El análisis de las muestras mediante micro-CT ha sido asimismo realizado por un investigador del Instituto Católico de Artes e Industrias (ICAI) de la Universidad Pontificia de Comillas. El análisis estadístico posterior de los datos obtenidos ha sido realizado de nuevo por un único investigador.

- Fuentes primarias: Pubmed, Medline, Journal of Endodontics, International Endodontic Journal, Australian Endodontic Journal, Endodontic Topics, Refworks, así como el buscador Google.

- Términos de búsqueda: Micro-CT, microcomputed tomography, activation, agitation, EndoSequence BC Sealer, bioceramic sealer, filling quality, obturation techniques, single cone technique, isthmus, 3D printed, root canal obturation

- Bibliotecas: Biblioteca Dulce Chacón de la Universidad Europea de Madrid

3.2. Selección de la muestra

Como primer paso, se obtuvieron cuarenta primeros molares mandibulares de entre los que se realizaría la selección del diente adecuado. Antes de la realización del estudio clínico, los dientes fueron conservados en agua destilada hasta la selección de estos. El sexo y raza de los donantes se desconoce.

Los criterios de exclusión que fueron establecidos fueron los siguientes: dientes con fracturas y fisuras radiculares, dientes calcificados, dientes con caries radiculares, dientes con reabsorciones radiculares externas o internas, dientes previamente tratados y dientes inmaduros.

Se determinaron los siguientes parámetros de inclusión para el estudio con réplicas dentales:

- Diente con una angulación de las raíces mesiales menor de 30°
- Diente con istmo en banda tipo III de acuerdo con la clasificación de Yin et al. de 2021 (Fig. 2).

Los dientes fueron revisados con microscopio óptico (Flexión CJ- Optik, Wetzlar, Alemania) antes del estudio clínico para determinar si se encontraban dentro de los parámetros de inclusión. Se realizaron posteriormente CBCTs de campo reducido (5x5x5cm, 78Kv, 6,3mA, 20sg, 75µm a alta resolución) con el dispositivo CS 9600 (Carestream Dental LLC, Cumberland, Atlanta, Estados Unidos) de estos dientes naturales y se seleccionó un diente natural que cumplía los parámetros previamente mencionados y cinco dientes más de reserva por si había alguna incidencia en el seleccionado. Se procedió a la limpieza de la superficie de los dientes y su conservación posterior en una solución de timol al 1%.

3.3. Preparación de la muestra

En el diente seleccionado, se procedió a la apertura de la cámara con una fresa de diamante (330 Komet, Dental, GmbH, Lemgo, Alemania) a alta velocidad. Posteriormente, las paredes fueron regularizadas con una fresa Endo Z (Komet Dental, GmbH, Lemgo, Alemania). En el momento en que se pudo observar el suelo de la cámara, se hizo uso de una sonda DG16 para hallar la localización de los conductos mesiovestibular y mesiolingual. La longitud de trabajo se determinó con una lima 0.02 #10 K-file (Dentsply-Maillefer, Suiza), que se introdujo en el conducto hasta sobrepasar el foramen apical y luego se restaron 0.5 mm de la medición inicial, bajo la evaluación de un microscopio óptico (Flexión CJ- Optik, Wetzlar, Alemania).

La instrumentación de conductos se realizó con limas de rotación continua de níquel-titanio Rotate (VDW, GmbH, Múnich, Alemania) con la siguiente secuencia 15# 0.04, 20# 0.05, 25# 0.06, 30# 0.04 y 40# 0.04. Las limas se utilizaron en un motor eléctrico con control de torque, con una pieza de mano de reducción 6:1 (X-Smart Plus, Dentsply Sirona, Suiza) a una velocidad de 300 rpm y un torque de 1,3 N cm-1, 2,1 N cm-1, 2,3 cm-1 y 2,3 cm-1, según las recomendaciones del fabricante para cada lima. Los tres conductos fueron secuencialmente ensanchados utilizando dos usos para cada instrumento hasta llegar a longitud de trabajo, con movimientos de entrada y salida. Después de cada paso con cada lima los conductos mesiovestibular y mesiolingual fueron irrigados con 2 ml de hipoclorito de sodio 5,25% (NaOCl). La irrigación se realizó con jeringa (Miraject, Endotec, Luer 0.3 X 25 mm) de 3 ml y aguja de salida lateral 30G colocada a -2 mm. La secuencia irrigación final consistió en 3

ml de NaOCl al 5,25% en cada conducto, y 1ml de EDTA (Canalpro, Coltene) al 17%, ambos irrigantes activados con punta de ultrasonidos Irrisafe #20, de 21 mm (Acteon Satelec, Merignac, Francia) cada 20 sg en 1 min. Y como irrigante final se utilizó 3 ml de NaOCl al 5,25%.

3.4. Micro-CT del diente natural previamente instrumentado

A continuación, el diente fue escaneado usando un escáner de micro-CT a alta resolución, (CT-SCAN- XT H-160, NIKON) a 160 KV de máxima potencia, con un tamaño de píxel isotrópico de 20 μm y un filtro aluminio de 1 mm. De esta forma, obtuvimos una imagen en 3D de las características externas e internas del diente natural y, por otro lado, se pudo verificar que nos encontrábamos ante un istmo tipo III de Yin (Fig.2).

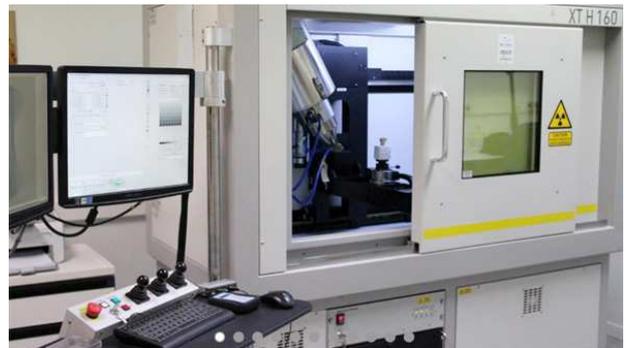


Fig. 7. Laboratorio para la realización de micro-CT en el MNCN

3.5. Impresión en 3D del diente natural seleccionado previamente instrumentado

Se obtuvieron archivos de imagen en formato TIFF. Estas imágenes fueron reconstruidas en formato BMP y luego se reconstruyeron con el software 3DMeshmixer 11.0 para PC, (Autodesk, San Rafael, California, Estados Unidos) para generar datos en formato STL. A partir de estos datos, con la tecnología de impresión PolyJet (con un espesor de capa hasta 16 μm), se imprimieron 30 réplicas, realizadas en una resina fotopolimérica exclusiva de la compañía Digital Anatomics (Leganés, Madrid, España). Los detalles de la fabricación de estas réplicas anatómicas no han sido revelados para proteger las patentes industriales del fabricante.

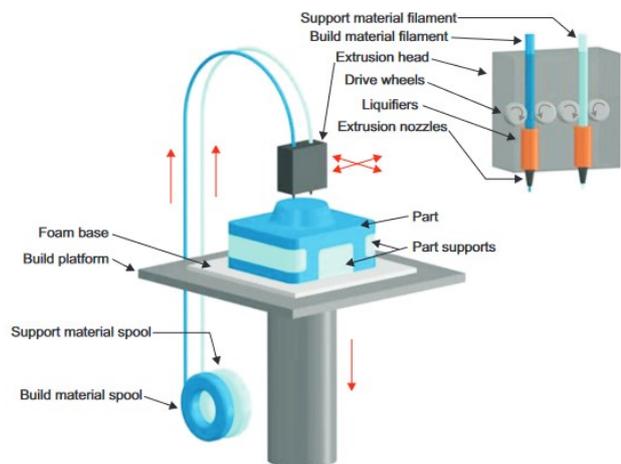


Fig.8. Proceso de impresión en 3D

Así se obtuvo una muestra de 30 réplicas del primer molar mandibular, con un istmo tipo III acorde a la clasificación de Yin et al., en 2021. Las réplicas se presentaron con un material de soporte en forma de polvo, que fue eliminado con irrigación mediante alcohol isopropílico 70°. La permeabilidad apical se confirmó con una lima #10K (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza) en todos los casos.

La irrigación de los conductos mesiales y del distal se realizó con jeringa (Miraject, Endotec, Luer 0.3 X 25 mm) de 3 ml y aguja de salida lateral 30G, colocada a -2 mm de longitud de trabajo. Se infiltró la cantidad necesaria para evidenciar la eliminación del material de soporte mediante el microscopio óptico Flexión CJ- Optik, (Wetzlar, Alemania).

Posteriormente, se realizó la inmersión en una cuba de ultrasonidos Technoflux con alcohol isopropílico 70° diluido al 50% durante 2 minutos para completar la eliminación de este material. Se procedió después a un posterior secado con puntas de papel #40 (Autofit, Kerr) a longitud de trabajo. Si se evidenció la presencia de material de soporte, se procedió a realizar un nuevo ciclo de limpieza.

3.6. Preparación de las réplicas

Para poder realizar una manipulación más precisa y segura de dichas muestras se procedió a la colocación de éstas en un molde de plástico y a su inmersión en silicona pesada (Silicona de adición Elite HD +, putty soft normal, Zhermack). Antes de sumergirlas se colocaron unas bolitas de cera (Reus) para así crear un circuito cerrado (De-Gregorio *et al.*, 2010, De-Gregorio *et al.*, 2013, Conde et al., 2017, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^a) y de igual modo se colocó teflón (Proclinic) en el conducto distal para bloquear la entrada de material (Sobrino *et al.*, 2023).

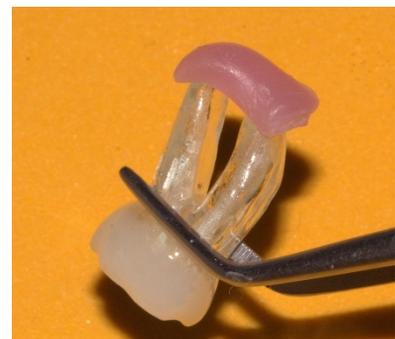


Fig. 9. Creación de circuito cerrado en la réplica

La obturación de todas las muestras se ejecutó con la técnica de cono único en frío. Para llevarla a la práctica se estandarizaron los calibres apicales a #40 para el conducto mesiovestibular y para el conducto mesiolingual con una guillotina (Woodpecker, Guilin, Guangxi, China). Se utilizó gutapercha de conicidad 0.04 (Autofit, SymbroEndo, Kerr) en todas las muestras y se confirmaron las longitudes de trabajo a 21mm radiográficamente con una placa de fósforo (VistaScan, Dürr Dental, Alemania) en proyección mesial y distal. Los conos de gutapercha fueron retirados de los conductos antes de la colocación del cemento.

En todos los grupos se colocó cemento TotalFill BC Sealer (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fons, Suiza) con la punta 25 G insertada a 5mm de la longitud de trabajo y se distribuyó el mismo volumen (0,05 ml) en el conducto mesiovestibular y mesiolingual. Se inyectó el cemento lentamente, dejándolo fluir en el interior de cada conducto.

Después de la colocación del cemento, las muestras se distribuyeron en tres grupos de 10 réplicas en cada uno:

- En el grupo 1 no se realizó activación y únicamente se colocó el cemento.
- En los grupos 2 y 3 se realizó la activación del cemento TotalFill BC Sealer (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fons, Suiza).

Para la activación del grupo 2, se utilizó una punta de ultrasonidos Irrisafe # 20 (Satelec, Acteon Grupo, Merignac Cedex, Francia), de 21 mm. La punta fue montada en una unidad de ultrasonidos Endo 1 (DTE, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) a potencia de 35 Khz. Se colocó a -2mm de la longitud de trabajo y se activó durante 10 segundos en sentido coronal en conducto mesiovestibular y posteriormente en el mesiolingual. Se limpió el cemento presente en la punta de ultrasonidos Irrisafe #20 (Satelec, Acteon Grupo, Merignac Cedex, Francia), con una gasa seca de algodón, antes de introducirla en el conducto mesiolingual.

Para la activación sónica del cemento en el grupo 3 se utilizó la punta EDDY 25# 0.04 (VDW, GmbH, Múnich, Alemania), colocada en la unidad de ultrasonidos ZA-55 (W&H, Wehadent Ibérica, Valencia) usada a una potencia de 6000Hz. La punta EDDY (VDW, GmbH, Múnich, Alemania) se colocó a -2mm de la longitud de trabajo y se activó durante 10 segundos en sentido coronal en el conducto mesiovestibular para luego realizarlo seguidamente en el conducto mesiolingual. Se limpió el cemento presente en la punta EDDY (VDW, GmbH, Múnich, Alemania) con una gasa seca de algodón, antes de introducirla en el conducto mesiolingual.

Una vez colocado el cemento y activado en los grupos 2 y 3, se dispusieron los conos maestros previamente seleccionados a longitud de trabajo de 21 mm, primero en el conducto mesiovestibular y luego en el mesiolingual. Los dos conos fueron cortados a la altura de la cavidad de acceso con el Plugger del #60 0.06 de la unidad de obturación Z-Down (Zarc, Changzhou, Jiangsu, China) a una temperatura de 150° durante 3 segundos. Se realizaron radiografías finales de control con placa de fósforo (VistaScan, Dürer Dental) en proyección mesial y distal.

Tras la activación, como obturación provisional se colocó Cavit G® (3M, ESPE, A.G. Dental, Seefeld, Alemania). Se procedió a la conservación de la muestra durante 7 días a 37°C en un ambiente de 100% de humedad. Antes del análisis con micro-CT, se realizó la remoción del Cavit G (3M, ESPE, A.G. Dental, Seefeld, Alemania) a petición del operador técnico de la micro-CT, ya que puede interferir durante la ejecución de estas.



Fig .10. Réplica obturada

3.7. Análisis de las muestras con micro-CT después de la obturación

Se procedió entonces al escaneado de las muestras, utilizando el mismo aparato de micro-CT y bajo los mismos parámetros, ya utilizados previamente en el escaneado del diente natural original. Todos los cortes de las muestras fueron reconstruidos usando un software específico MyVGL 2022.4 y evaluados por un operador independiente cualificado de la Universidad de Ingeniería de Comillas en Madrid (ICAI), realizando la recopilación de las mediciones del volumen de los materiales de obturación en mm³, del volumen de los voids en mm³ y su porcentaje, tanto en la totalidad del conducto mesiovestibular y del mesiolingual como en el istmo de las muestras.



Fig. 11. Preparación de las muestras para micro-CT

Para efectuar una correcta medición, se denominaron voids externos o gaps a las burbujas o atrapamientos de aire de aire que se sitúan entre el material y la pared del diente o entre el núcleo de gutapercha y el cemento sellador. Los voids internos fueron considerados las burbujas o atrapamientos de aire presentes en el interior del material de obturación, es decir en el volumen del cemento sellador (Kim *et al.*, 2020, De-Deus *et al.*, 2022).

El porcentaje de voids fue calculado como $V\% = V_v / (V_v + V_M) * 100$

V_v =volumen de los voids

V_M =volumen del material de obturación



Fig. 12. Imágenes captadas por micro-CT

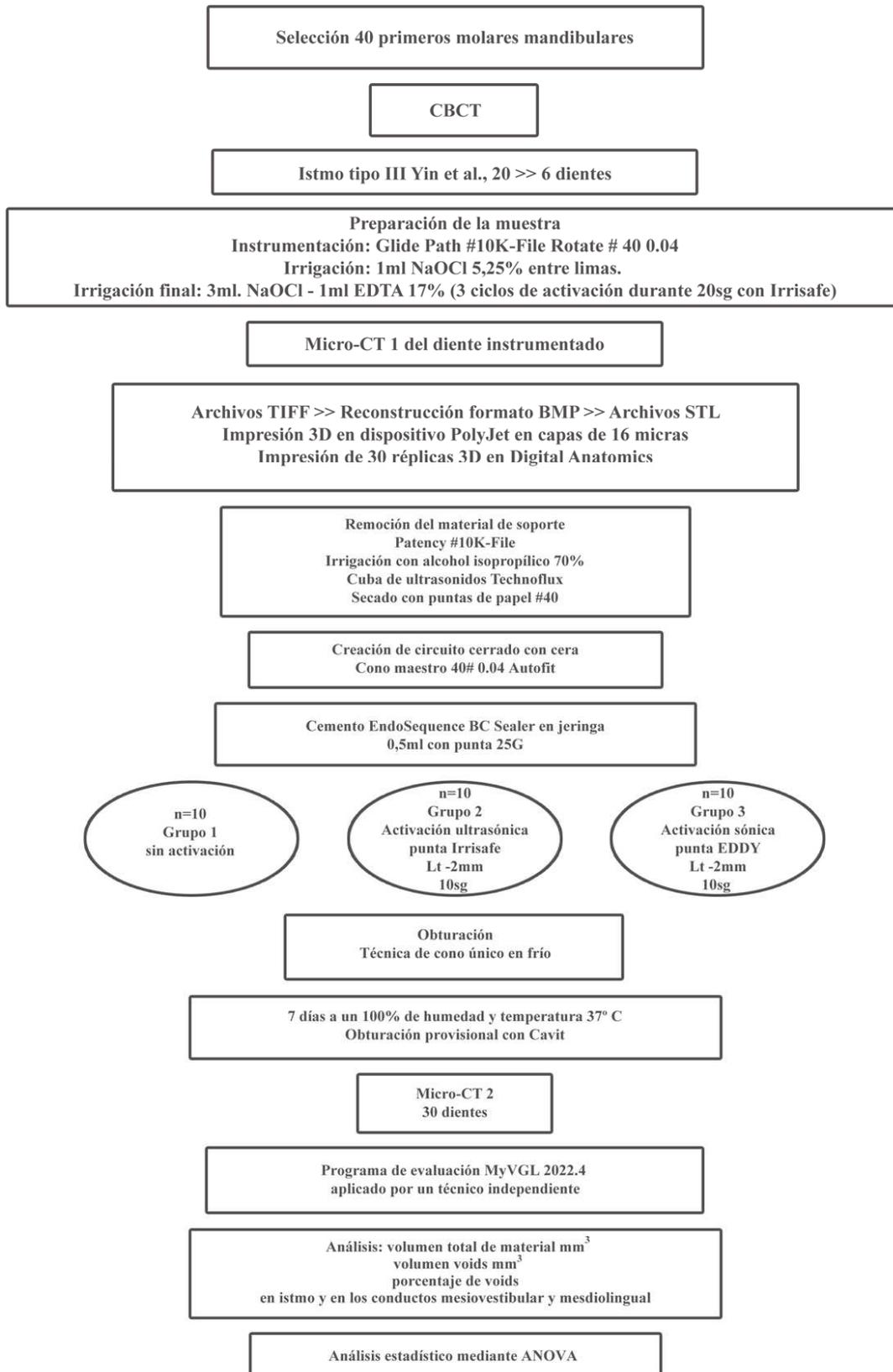
3.8. Análisis estadístico

El análisis de los datos obtenidos se realizó con el software estadístico JASP 0.17 (Universidad de Ámsterdam, Países Bajos). En el estudio descriptivo de los datos, éstos se detallaron a través de la media, y la desviación estándar. Los tres grupos se evaluaron en términos de volumen de material, volumen de voids y porcentaje de voids, tanto en los conductos como en el istmo. Con un p. valor $<0,05$ se consideró que había diferencias significativas. Cuando se presentó esta situación en el análisis de los resultados del estudio se utilizaron las pruebas Post hoc y la prueba Kruskal-Wallis como complemento de la evaluación estadística.

Al disponer de tres grupos a comparar, fue necesario realizar el análisis mediante una prueba ANOVA, comparando en los tres grupos las dos zonas (conducto e istmo) y los tres términos anteriormente mencionados (volumen de material, volumen de voids y porcentaje de voids).

Los resultados del análisis estadístico se expresaron en forma de gráficos. en los siguientes formatos: raincloud plots, y descriptive plots.

3.9 Flowchart de la metodología empleada



4. RESULTADOS

Presentamos un resumen del análisis estadístico realizado. El estudio se ha dividido en tres áreas de estudio: volumen del material de relleno en mm³, volumen de voids en mm³ y porcentaje de voids. En cada una de estas áreas hay una subdivisión en función de si atendemos a la zona de los conductos (Zona Conducto) o a la del istmo (Zona Istmo).

Estas áreas de estudio se aplican a tres grupos diferenciados: un primer grupo de no activación (Grupo NA); un segundo grupo de activación ultrasónica con punta Irrisafe (Grupo Irrisafe); y a un tercero de activación sónica con punta EDDY (Grupo EDDY).

4.1 Volumen en mm³ del material de relleno

Técnica	ZONA	N	Mean	SD	SE	Coefficient of variation
1	CONDUCTO	10	27.116	3.042	0.962	0.112
	ISTMO	10	1.266	0.747	0.236	0.590
2	CONDUCTO	10	21.922	6.864	2.171	0.313
	ISTMO	10	2.260	0.596	0.188	0.264
3	CONDUCTO	10	23.881	12.941	4.092	0.542
	ISTMO	10	1.808	0.427	0.135	0.236

Tabla 1 Volumen de material. Análisis descriptivo de la relación entre Zona y Grupo

4.1.1 Volumen en mm³ del material de relleno Zona Conducto

Atendiendo a las tablas 1 y 3, en la Zona Conducto, la media de material de obturación en el Grupo NA asciende a 27,116. En el Grupo Irrisafe es de 21,922. Por último, en el Grupo EDDY, 23,881.

Sin embargo, si prestamos atención a la tabla 2, no se aprecian diferencias significativas entre los tres grupos, con un $p=0.550$. Tampoco se observan diferencias significativas cuando valoramos la relación entre las Zonas Conducto e Istmo y los distintos grupos, con un $p=0.282$. A pesar de que no se muestran diferencias significativas entre los tres grupos, el Grupo NA presenta el mayor volumen de material con relación a los otros dos grupos de activación en los conductos. El Grupo Irrisafe presenta el menor volumen de material en los conductos.

Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
ZONA	7612.887	1	7612.887	203.073	< .001
T.cnica	45.272	2	22.636	0.604	0.550
ZONA * T.cnica	97.283	2	48.642	1.298	0.282
Residuals	2024.374	54	37.488		

Tabla 2 en la que se muestra el P Valor

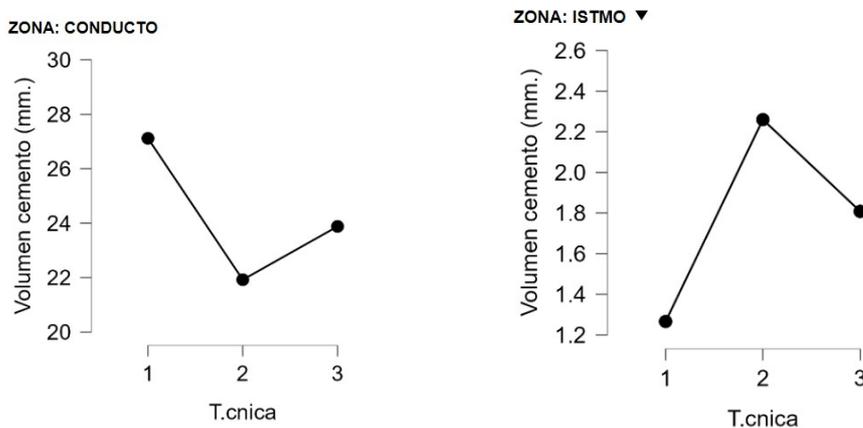


Tabla 3 Gráficos descriptivos para los Grupos Zona e Istmo

4.1.2 Volumen en mm³ del material de relleno Zona Istmo

En relación a la Zona Istmo, en las tablas 1 y 3 se aprecia que la media de material de obturación en el Grupo NA asciende a 1,266. En el Grupo Irrisafe es de 2,260. Por último, en el Grupo EDDY, 1,808.

Del mismo modo que en la Zona Conducto, en el istmo no se muestran diferencias significativas entre los tres grupo, el Grupo Irrisafe, sin embargo, es ahora el que presenta el mayor volumen de material. El Grupo NA es en este caso el que presenta el menor volumen de material.

Atendiendo a los resultados de las tablas 2 y 4, existen diferencias significativas entre el volumen de material en mm³ en los conductos y en el istmo, con un $p < 0.001$. Este hecho se debe a que el volumen de los conductos es mayor que el del istmo, puesto que el istmo es una estructura anatómica de menor volumen.

No se observan diferencias significativas ni entre las diferentes técnicas ni entre las zonas y las técnicas.

4.2 Volumen de voids en mm³

T.cnica	ZONA	N	Mean	SD	SE	Coefficient of variation
1	CONDUCTO	10	2.881	2.356	0.745	0.818
	ISTMO	10	1.489	3.022	0.956	2.030
2	CONDUCTO	10	4.166	4.998	1.581	1.200
	ISTMO	10	2.608	3.485	1.102	1.336
3	CONDUCTO	10	2.520	4.813	1.522	1.910
	ISTMO	10	0.095	0.125	0.040	1.315

Tabla 7. Volumen de voids. Análisis descriptivo de la relación entre Zona y Grupo

4.2.1 Volumen de voids en mm³. Zona Conducto

Atendiendo a las tablas 7 y 9, en la Zona Conducto, la media de volumen de voids en el Grupo NA asciende a 2,881. En el Grupo Irrisafe es de 4,166. Por último, en el Grupo EDDY, 2,520.

Sin embargo, si prestamos atención a la tabla 8, a pesar de que no se muestran diferencias significativas entre los tres grupos, el Grupo Irrisafe presenta el mayor volumen de voids con relación a los otros dos grupos. El Grupo EDDY presenta el menor volumen de voids en los conductos.

Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
T.cnica	43.603	2	21.801	1.744	0.184
ZONA	48.151	1	48.151	3.853	0.055
T.cnica * ZONA	3.073	2	1.537	0.123	0.885
Residuals	674.900	54	12.498		

Tabla 8 en la que se muestra el P Valor

4.2.2 Volumen de voids en mm³. Zona Istmo

Atendiendo a las tablas 7 y 9, en la Zona Istmo, la media de volumen de voids en el Grupo NA asciende a 1,489. En el Grupo Irrisafe es de 2,608. Por último, en el Grupo EDDY, 0,095.

Sin embargo, si prestamos atención a la tabla 7, a pesar de que no se muestran diferencias significativas entre los tres grupos, el Grupo Irrisafe presenta de nuevo el mayor volumen de voids con relación a los otros dos grupos. Del mismo modo, el Grupo EDDY presenta el menor volumen de voids en el istmo.

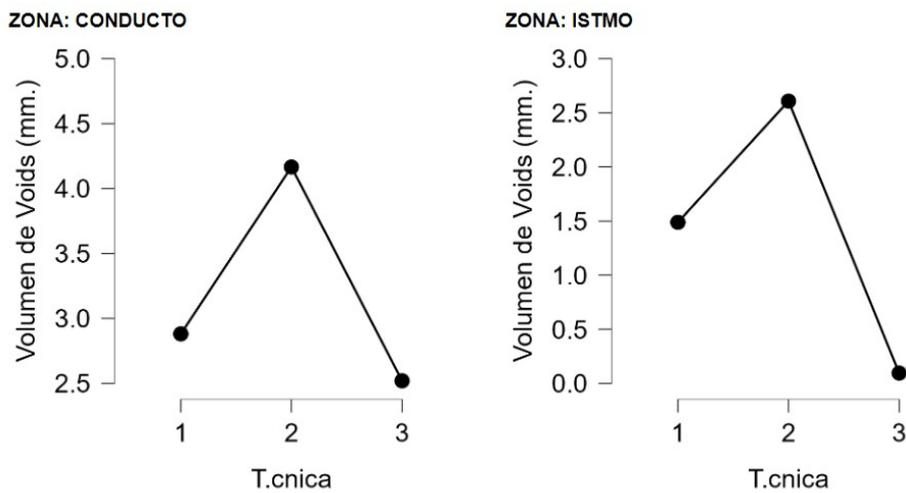


Tabla 9. Gráficos descriptivos para los grupos Zona e Istmo

Con la información recopilada, no se aprecian diferencias significativas entre los tres grupos, con un $p= 0.184$. Tampoco se observan diferencias significativas cuando valoramos la relación entre el conducto y el istmo y los diferentes grupos, con un $p= 0.885$. Tampoco se dan diferencias significativas entre el volumen de voids presente en los conductos y en el istmo, con un $p= 0.055$.

4.3. Porcentaje de voids

T.cnica	ZONA	N	Mean	SD	SE	Coefficient of variation
1	CONDUCTO	10	17.634	11.419	3.611	0.648
	ISTMO	10	3.770	5.060	1.600	1.342
2	CONDUCTO	10	5.800	3.309	1.046	0.571
	ISTMO	10	7.438	3.402	1.076	0.457
3	CONDUCTO	10	3.472	4.058	1.283	1.169
	ISTMO	10	2.013	1.242	0.393	0.617

Tabla 11. Porcentaje de voids. Análisis descriptivo de la relación entre Zona y Grupo

4.3.1 Porcentaje de voids. Zona Conducto

Atendiendo a las tablas 11 y 13, en la Zona Conducto, el porcentaje de voids en el Grupo NA asciende a 17,634%. En el Grupo Irrisafe es de 5,8%. Por último, en el Grupo EDDY, 3,4%.

Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
ZONA	312.141	1	312.141	9.529	0.003
T.cnica	633.694	2	316.847	9.673	< .001
ZONA * T.cnica	672.973	2	336.486	10.273	< .001
Residuals	1768.819	54	32.756		

Tabla 12 Porcentaje de voids en la que se muestra el P Valor

Atendiendo a la tabla 12, se muestran diferencias significativas entre los tres grupos de estudio, con un $p < 0.001$. El Grupo NA presenta el mayor porcentaje de voids con relación al Grupo EDDY en la Zona Conducto.

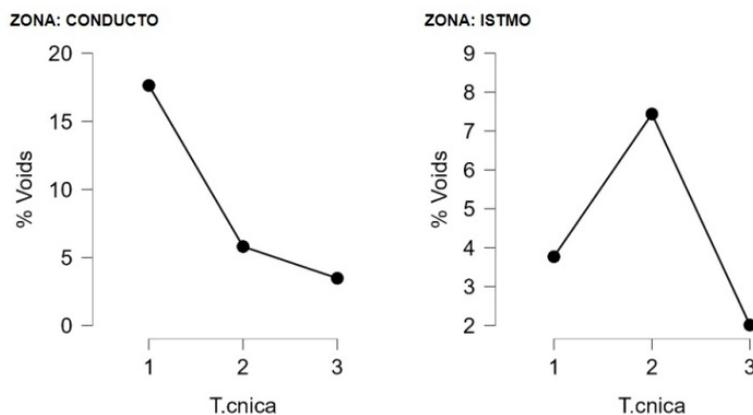


Tabla 13. Gráficos descriptivos para los grupos Zona e Istmo

4.3.2 Porcentaje de voids. Zona Istmo

Atendiendo a las tablas 11 y 13, en la Zona Istmo, el porcentaje de voids en el Grupo NA asciende a 3,770%. En el Grupo Irrisafe es de 7,438%. Por último, en el Grupo EDDY, 2,013%.

Atendiendo a la tabla 12, se muestran diferencias significativas entre dos de los tres grupos de estudio, con un $p < 0.001$. El Grupo Irrisafe es en esta ocasión el que presenta el mayor porcentaje de voids, en contraposición al Grupo EDDY, que es el que presenta un porcentaje menor de voids. Del mismo modo, sí se observan diferencias significativas cuando valoramos la relación entre el conducto y el istmo y los diferentes

grupos, con un $p < 0.001$. También se dan además diferencias significativas entre el porcentaje de voids presentes en los conductos y en el istmo, con un $p = 0.003$.

Atendiendo a la tabla 14, no se producen diferencias significativas entre las diferentes zonas, pero sí se producen diferencias significativas entre las técnicas y entre las técnicas y la zona. Procedemos por lo tanto a su evaluación.

		95% CI for Mean Difference			SE	t	P _{tukey}	P _{bonf}
	Mean Difference	Lower	Upper					
1	2	4.083	-0.279	8.445	1.810	2.256	0.071	0.084
	3	7.960	3.598	12.321	1.810	4.398	< .001	< .001
2	3	3.877	-0.485	8.238	1.810	2.142	0.091	0.110

Tabla 14 Comparaciones Post Hoc para los distintos grupos

En la tabla 14 se expresa que, en relación con el porcentaje de voids, sí que se aprecian diferencias significativas entre dos de los grupos, con un $p < 0.001$. Se producen estas diferencias entre el Grupo NA y el Grupo EDDY.

Del mismo modo que se veía en la tabla 14, se observan diferencias significativas cuando valoramos la relación entre zonas y grupos. En la tabla 15 (anexos), observamos que en la Zona Conducto existen diferencias entre el Grupo NA y el Grupo Irrisafe, con un $p < 0.001$, y también entre el Grupo NA y el Grupo EDDY, en el que se produce también un $p < 0.001$. En cuanto a la relación entre conductos e istmo, hay diferencias significativas entre el Grupo NA en la Zona Conducto y el mismo Grupo NA en Zona Istmo, con un $p < 0.001$. Se puede observar igualmente la existencia de diferencias significativas entre la Zona Conducto del Grupo NA y la Zona Istmo del Grupo Irrisafe, con un $p = 0.003$. También se producen diferencias significativas entre el Grupo NA en el conducto y el Grupo EDDY en el Istmo, también con un $p < 0.001$.

Atendiendo a los resultados previamente recopilados, en las tablas podemos concluir que, habiendo diferencias significativas, se obtuvo un mayor tanto por ciento de voids en los conductos en el Grupo NA y el menor en el Grupo EDDY. Por otro lado, también existen diferencias significativas entre el porcentaje de voids en Zona Istmo, en la que se aprecia un mayor porcentaje de voids en Grupo Irrisafe y el menor en el Grupo EDDY.

5. DISCUSIÓN

Como ya se ha señalado, el objetivo de este trabajo de investigación es la evaluación de la activación sónica y ultrasónica del cemento EndoSequence BC Sealer sobre la obturación en istmos, evaluado mediante micro-CT. La relevancia de las investigaciones en este campo viene dada por la dificultad que se presenta clínicamente de realizar un tratamiento eficaz en dientes que presentan irregularidades anatómicas, como es el caso concreto de un istmo, dado el alto índice de fracasos que se dan en los tratamientos endodónticos (Von Arx, 2005, Endal *et al.*, 2011, Song y Kim, 2011, Kim *et al.*, 2016).

El fin del estudio sobre la activación de los cementos estriba en el hecho de que, con una mayor penetración de estos, se puede lograr que desarrollen mejor sus cualidades antimicrobianas y de bioactividad, mejorando de esta forma la retención mecánica del material con la dentina, y promoviendo un mayor contacto con las paredes (Nikhil y Sing, 2013, Nikhil *et al.*, 2015).

5.1 Discusión del método empleado

A. Tamaño de la muestra

El tamaño de la muestra se calculó antes del inicio del estudio, a partir de estudios previos sobre calidad de obturación en istmos evaluados con micro-CT (Keleş y Keskin *et al.*, 2020). Durante la preparación y ejecución de nuestro estudio no se perdieron muestras ni tuvieron que ser descartadas. La reposición de muestras, por tanto, no ha sido necesaria.

B. Estandarización

La utilización de réplicas de dientes naturales permitió una completa estandarización de las muestras, ya que todas ellas tenían los mismos parámetros de estudio, tanto en lo referido a los conductos como al istmo. Dicho estudio se realizó con una longitud de trabajo de 21mm en los dos conductos de la raíz mesial.

No se utilizaron dientes naturales, sino réplicas (Kim *et al.*, 2017, Gok *et al.*, 2017, Karatekin *et al.*, 2019, Reymus *et al.*, 2019, Holmes *et al.*, 2021, Kooanantkul *et al.*, 2023), dado que los istmos se consideran una anatomía complicada que se ve afectada por multitud de variables durante el tratamiento de conductos y en la que estas variables pueden enmascarar los resultados objetivos del estudio (Paqué *et al.*, 2009; Gu *et al.*, 2009; Endal *et al.*, 2011, Kim *et al.*, 2016).

Tradicionalmente, para los estudios *ex vivo* los dientes humanos extraídos han venido siendo el estándar, por ser considerados la mejor opción para simular un entorno clínico (Bitter *et al.*, 2016, Decurio *et al.*, 2019, Reymus *et al.*, 2019, De-Deus *et al.*, 2020, Dobros *et al.*, 2022, Hulsmann, 2022). Como ventajas que cabe destacar del diente natural figuran su dureza, su forma, su textura, su color y su densidad radiológica (Bitter *et al.*, 2016, Decurio *et al.*, 2019, Reymus *et al.*, 2019, De-Deus *et al.*, 2020, Dobros *et al.*, 2022, Hulsmann, 2022).

Sin embargo, presentan varios inconvenientes. Cabe destacar de entre éstos su difícil recolección, ya que para los estudios se precisa de una gran cantidad de dientes, que presenten corona y raíz intactas con un desarrollo radicular completo. Éstos no son los dientes que en la clínica suelen ser extraídos (Tchorz *et al.*, 2015, Bitter *et al.*, 2016, Al-Sudani *et al.*, 2017, Decurio *et al.*, 2019, Hulsmann, 2022). De hecho, el biobanco se presenta como una opción de recolección para tener en cuenta en estos casos (Curylofo-Zotty *et al.*, 2018, Sivoletta *et al.*, 2022).

Por otro lado, existe también un riesgo potencial de infección cruzada, puesto que son difíciles de desinfectar (Kumar *et al.*, 2005, Hope *et al.*, 2013, Michaud *et al.*, 2018). En su almacenamiento, además, pueden sufrir alteraciones en sus propiedades físicas, si el mismo no se realiza de la forma adecuada (Kroger *et al.*, 2017, Mello *et al.*, 2020). También, en otro orden de cosas, hay que tener en cuenta que en la mayoría de los casos no se reúnen los consentimientos de los donantes, lo que puede acarrear problemas de orden ético y legal (Holden *et al.*, 2017, Hulsmann, 2022, Dobros *et al.*, 2022).

Por último, en los estudios *ex vivo* hay gran dificultad para crear grupos bien equilibrados y evaluados de forma equitativa (Xu *et al.*, 2016, De-Deus *et al.*, 2020, Hulsmann, 2022). El método más utilizado en estos estudios consiste en crear muestras emparejadas de dientes de acuerdo con sus características anatómicas, como el tipo de diente, la longitud y anatomía de la raíz, el grado y ángulo de curvatura o el diámetro del conducto radicular. Algunos estudios asignan los dientes a un mismo grupo mediante aleatorización, con o sin uso de pruebas radiográficas. En estos estudios, se posterga en muchos casos el análisis de la variable de interés, dada su diversidad anatómica (Xu *et al.*, 2016, De-Deus *et al.*, 2020, Hulsmann, 2022).

Para la estandarización de las muestras cuando se quieren identificar parámetros anatómicos específicos, se viene utilizando la tomografía microcomputerizada (De-Deus *et al.*, 2020, Hulsmann, 2022). En el primero de estos estudios se comparó el método aleatorio, el

radiográfico y un tercero mediante el uso de micro-CT para discernir con cuál de ellos se podía realizar mejor la estandarización de las muestras. Se llegó a la conclusión de que el método con micro-CT proporcionaba un mejor control de los parámetros anatómicos a estudiar. Por contra, se precisa de un alto número de muestras, por encima de mil, para lograr dos grupos emparejados anatómicamente de diez muestras cada uno (De-Deus *et al.* 2020). Llegamos por tanto a la conclusión de la dificultad de reunir este gran número de muestras y de los costos añadidos por la realización de tan numerosa cantidad de micro-CT (De-Deus *et al.*, 2020).

Además, hay que tener en cuenta que en estas estandarizaciones normalmente no se consideran datos relevantes, como la edad (Montoya *et al.*, 2015, Montoya *et al.*, 2016, Panfilov *et al.*, 2016), hecho que tiene implicación debido a que por encima de los 30 años se empieza a producir dentina esclerótica en el tercio apical (Mjör *et al.*; 2001). El origen étnico o factores ambientales de conservación podrían tener también gran impacto en la estructura anatómica del diente (Ivanzik *et al.*, 2014, Panfilov *et al.*, 2016, Hulsmann, 2022). Todos estos factores no se suelen tener en cuenta a la hora de realizar la recolección de muestras para estudios *ex vivo* (Reis *et al.*, 2022).

Sin embargo, los dientes impresos pueden superar estas dificultades (Al-Sudani *et al.*, 2017, Reymus *et al.*, 2020, Reymus *et al.*, 2021, Dobros *et al.*, 2022). Se presentan en archivos imprimibles generados a partir de tomografía computerizada de haz cónico (CBCT) o a partir de tomografías microcomputerizadas (micro-CT) realizados a partir de dientes naturales (Holden *et al.*, 2017, Reymus *et al.*, 2019, Dobros *et al.*, 2022, Hulsmann *et al.*, 2022). Estas muestras no presentan riesgos higiénicos y, lógicamente, constituyen una muestra estandarizada sin necesidad de un almacenamiento específico (Al-Sudani *et al.*, 2017, Kroger *et al.*, 2017, Kolling *et al.*, 2021).

Por este motivo, en nuestro estudio no se utilizaron dientes naturales, sino réplicas de material plástico al igual que en estudios como los de Kim *et al.*, en 2017, de Gok *et al.*, en 2017, Holmes *et al.*, 2021, Drukteinis *et al.*, 2021 o de Zhang *et al.*, en 2021. De esta manera se consiguió una estandarización homogénea de las muestras (De-Deus *et al.*, 2012, Ordinola-Zapata *et al.*, 2014, Karatekin *et al.*, 2019, De-Deus *et al.*, 2020, Xu *et al.*, 2021).

Las tres principales preocupaciones con respecto a los dientes impresos en 3D son que, de momento, la resina con la que se fabrican no es capaz de reproducir las características físicas del diente natural, su textura, y la humedad de la dentina (Kim *et al.*, 2017, Drukteinis *et al.*,

2021). El costo de las tomografías microcomputerizadas y de la impresión de las muestras puede llegar a ser muy elevado. A esto hay que añadir que las resinas, por el momento, no pueden reproducir la misma radiopacidad y dureza del diente natural cuando se examinan con las distintas técnicas radiográficas (Ordinola-Zapata *et al.*, 2014, Kim *et al.*, 2017, Reymus *et al.*, 2019, Karatekin *et al.*, 2019, Kolling *et al.*, 2021, Hulsmann, 2022, Reis *et al.*, 2022).

C. Fabricación y material de soporte

La impresión en 3D por superposición de capas (Polyjet) de tan solo 16µm permite realizar una impresión de alta definición de las réplicas. A esto hay que añadir que se obtuvo un mayor grado de precisión de las réplicas producidas puesto que los archivos provenían de una tomografía microcomputerizada previa (Reis *et al.*, 2022).

A la hora de la realización de la impresión 3D es necesaria la utilización de un material de soporte (Fahad *et al.*, 2013, Kroger *et al.*, 2017, Reymus *et al.*, 2019, Reis *et al.*, 2022, Hulsmann, 2022). El material de soporte es usado durante la impresión 3D mediante técnica de adición por capas (Polyjet) para simular los espacios vacíos (conductos e irregularidades). Se denomina justamente así porque su función es la de soportar las capas de masa sólida hasta su endurecimiento con luz. Después, ya que no forma parte del diente impreso en 3D, no interesa su continuidad junto al material en su forma definitiva.

Este material de soporte es una variable a la que habitualmente no se ha prestado atención (Kim *et al.*, 2017, Gok *et al.*, 2017, Liang *et al.*, 2018, Cui *et al.*, 2018, Karatekin *et al.*, 2019, Xu *et al.*, 2021, Kolling *et al.*, 2021, Zhang *et al.*, 2021; y Holmes *et al.*, 2021), pero que en este caso sí ha sido tomada en cuenta. Se detalló un protocolo para su adecuada remoción, al igual que en el estudio de Reymus en 2019. Y se realizó una inspección bajo magnificación para comprobar su total remoción, ya que la presencia de este material de soporte puede limitar la difusión de nuestros materiales de obturación. Hay que tener en cuenta que este material podría facilitar la presencia de voids e incluso interferir con el fraguado del cemento (Reis *et al.*, 2022).

D. Unirradiculares versus multirradiculares. Anatomías complejas.

En gran cantidad de estudios sobre activación de cements se utilizan premolares o dientes anteriores con un solo conducto y con pocas variaciones anatómicas (Guimarães *et al.*, 2014, McMichael *et al.*, 2016, Oliveira *et al.*, 2017 y Prasad *et al.*, 2018, Wiesse *et al.*, 2018, Kim *et al.*, 2018, De Bem *et al.*, 2020, Song *et al.*, 2021). Sin embargo, estas muestras no reflejan

las complejidades anatómicas que se presentan en el desarrollo clínico diario. Atendiendo a la literatura, los fracasos de los tratamientos están sensiblemente asociados a la presencia de anatomías complejas (Von Arx *et al.*, 2005, Endal *et al.*, 2011, Song y Kim, 2011, Kim *et al.*, 2016).

Los dientes en los que se produce en un mayor porcentaje la presencia de istmos son premolares y molares (Kim y Krachtman, 2006). Se escogió por tanto una muestra de una anatomía multirradicular con presencia de un istmo para poder simular de la forma más fiel posible una muestra en la que se produce con mayor frecuencia el fracaso de nuestros tratamientos endodónticos (Von Arx, 2005, Endal *et al.*, 2011, Song y Kim, 2011, Kim *et al.*, 2016).

Se seleccionó el istmo con techo y suelo en forma de banda entre el conducto mesiovestibular y mesiolingual de la raíz mesial de molares inferiores (Keleş y Keskin, 2018), ya que es un tipo de istmo que se considera un reto para el tratamiento endodóntico. La falta de obturación de los materiales de sellado en esta zona en banda del istmo, dada su proximidad al foramen apical, puede convertirse en un factor de riesgo potencial para el fracaso en los tratamientos (Keleş y Keskin, 2019).

E. Grupos de estudio: Tiempo y longitud de activación

En el presente estudio, hemos distribuido las muestras en tres grupos:

Grupo de activación sónica

Un primer grupo de activación sónica de cemento biocerámico mediante punta EDDY, que opera a 6.000 Hz. Hasta la fecha, no hay ningún estudio de referencia que aborde la activación de cementos con este dispositivo. Anteriormente se realizaron estudios con otros sistemas de activación sónica con frecuencias menores, de entre 1 y 5.000 Hz. Es el caso de dispositivos como el Endoactivator (Dentsply, Maillefer).

Atendiendo a la literatura, en la activación sónica por debajo de 5 segundos (Nikhil y Singh, 2013) se obtuvieron peores resultados en penetración intratubular. Por encima de 20 segundos (Nikhil *et al.*, 2015, Wiese *et al.*, 2018, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^b), igualmente, se logran peores resultados en lo referido a penetración intratubular y a la adaptación del cemento a la dentina. Por eso, en nuestro estudio se optó por el uso de una activación sónica de 10 segundos, al igual que en otros estudios precedentes (Arslan *et al.*, 2016, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^a).

Grupo de activación ultrasónica

Un segundo grupo con activación ultrasónica con Irrisafe (Acteon, Merignac Cedex, Francia) del cemento biocerámico Endosequence BC Sealer. Tampoco hay ningún estudio documentado que trate la activación de este tipo de cementos con este dispositivo.

En los materiales biocerámicos se producen atrapamientos de aire durante su colocación y su fraguado (Camilleri, 2014, Drukteinis *et al.*, 2021). Estos atrapamientos de aire reducen la calidad de la obturación y sirven como nichos para la proliferación bacteriana. En concreto, estos vacíos podrían ser evitados aplicando vibración en el material de obturación (Moinzadeh *et al.*, 2015).

Keleş en el año 2018, evalúa la activación ultrasónica de MTA blanco durante 1 segundo.

Atendiendo al estudio EL-Ma'aita de 2012, una activación de 5 a 10 segundos en el MTA proporciona una menor incidencia de voids, mejorando la capacidad de sellado de los materiales de obturación. Por el contrario, el estudio de Parashos en 2014 documenta que una excesiva utilización de activación ultrasónica puede afectar de manera negativa a las propiedades del MTA y a la formación de voids. Acris De-Carvalho en 2021 describe que la activación ultrasónica interfiere en el tiempo de fraguado, en la estabilidad dimensional, morfología estructural y en la liberación del calcio de los cementos biocerámicos reparadores, con un tiempo de activación de 30 segundos a potencia 3 (24-32 KHz).

La activación ultrasónica de cementos ha sido ampliamente estudiada en la literatura, promulgando una asociación entre su utilización en cementos selladores de resina Epoxi (Nikhil y Singh; 2013, Guimarães *et al.*, 2014, Arslan *et al.*, 2016, Alcalde *et al.*, 2017) y cementos biocerámicos a partir de MTA (Nikhil *et al.*, 2015, Wiese *et al.*, 2018) y una mayor penetración intratubular cuando se realiza una activación ultrasónica del mismo (Nikhil y Singh; 2013, Guimarães *et al.*, 2014, Nikhil *et al.*, 2015, Arslan *et al.*, 2016, Wiese *et al.*, 2018).

Atendiendo al estudio de Arslan en 2016, la activación ultrasónica de cementos de resina epoxi mejoró la penetración intratubular en conductos laterales, con 10 segundos de activación a -2mm de longitud de trabajo. Tomando este trabajo como referencia, en nuestro estudio realizamos una activación ultrasónica durante 10 segundos a -2mm de longitud de trabajo.

En un estudio posterior sobre la calidad de obturación en istmos de raíces mesiales de molares inferiores se utilizó cemento sellador de resina epoxi (AH plus), cuya activación ultrasónica promovió una mejor calidad de obturación y un aumento en la penetración intratubular del cemento, especialmente en el istmo (Alcalde *et al.*, 2017). En este estudio se lleva a cabo una activación ultrasónica de 20 segundos a 2 mm de longitud de trabajo en sentido vestibulo-lingual y mesio-distal y colocando el cemento en el interior del conducto con un léntulo.

En los últimos estudios de calidad de obturación con cementos biocerámicos (Ko *et al.*, 2020; Kim *et al.*, 2021; y Kalantar *et al.*, 2021), se utilizó la activación ultrasónica indirecta sobre el cono maestro de gutapercha durante 2-3 segundos a media potencia durante la colocación del cono maestro, descrita en su artículo por Kim en 2018.

En futuras investigaciones se incluirá un grupo con activación ultrasónica indirecta de los cementos selladores descrita en el artículo de Kim en 2018 y otro grupo con activación dinámica manual del cemento.

Grupo de no activación

Tenemos un tercer grupo de estudio con no activación.

F. Circuito cerrado

En el estudio se ha optado por la realización de circuitos cerrados para la realización de la técnica de obturación, para imitar lo máximo posible a la realidad clínica, ya que no disponemos de tejidos que contrarresten la presión realizada por los materiales de obturación. Para ello, colocamos cera en el ápice de los dientes de forma previa a la técnica de obturación (De-Gregorio *et al.*, 2010, De-Gregorio *et al.*, 2013, Estévez *et al.*, 2017, Conde *et al.*, 2017, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^b, Sobrino *et al.*, 2023).

G. Cemento

Se seleccionó un cemento biocerámico EndoSequence BC Sealer (FKG, Dentaire, Suiza) dada su amplia utilización en estudios con anterioridad, debido a sus adecuadas propiedades en cuanto a fluidez, tamaño de partícula, expansión durante el fraguado, facilidad de manejo y sus propiedades biológicas (Debelian y Trope., 2016). De igual forma, en el presente estudio se optó por el cemento EndoSequence BC Sealer (FKG, Dentaire, Suiza), al igual que

en los estudios de Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^a y de Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^b, también utilizando un cemento en formato fluido en jeringa premezclado.

También Kim *et al.*, en 2018, Ko *et al.*, en 2020 y Kim *et al.*, en 2021 utilizaron cementos biocerámicos en sus estudios de calidad de obturación, con activación ultrasónica indirecta de los mismos. Sin embargo, Keleş en el año 2018, evalúan el cemento ProRoot MTA blanco (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suiza) mediante la colocación manual y la activación ultrasónica del mismo. A diferencia de nuestro trabajo, en este estudio utilizan el cemento en formato polvo líquido.

No se optó por seleccionar cementos de resina epoxi, puesto que ya han sido suficientemente documentados en la literatura (Nikhil y Singh; 2013, Guimarães *et al.*, 2014, Arslan *et al.*, 2016, Alcalde *et al.*, 2017). Además, estos cementos se aplican en técnicas termoplásticas o en condensación lateral, no con la técnica escogida: obturación de cono único en frío.

Tampoco se decidió hacer una comparativa entre estos cementos y los cementos biocerámicos (Kim *et al.*, 2017, Wiesse *et al.*, 2018, Kim *et al.*, 2018, Keleş *et al.*, 2018, Ko *et al.*, 2020, Keleş y Keskin, 2019, Kim *et al.*, 2021, De Bem *et al.*, 2020, Siqueira-Coronas *et al.*, 2020, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^a, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^b, Song *et al.*, 2021, Zhang *et al.*, 2021). El motivo reside en la intención de centrarnos en el estudio de la capacidad de obturación en istmos mediante la técnica de obturación de cono único en frío. Hay que añadir que estos cementos biocerámicos se utilizan normalmente con una técnica de obturación de cono único en frío (Kim *et al.*, 2017, Chybowski *et al.*, 2018). Debido a que estos poseen unas las cualidades físicas que permiten que se puedan utilizar en grandes volúmenes por su baja contracción durante su fraguado (Debelian y Trope., 2016).

Hay que tener en cuenta especialmente algunas variables que, aparte del material de obturación previamente mencionado, pueden afectar a la calidad de obturación. Es el caso de la forma de colocación de este en el interior del conducto o de la técnica de obturación (Kim *et al.*, 2017). Diversos autores han estudiado el efecto de colocar el cemento sellador de distintas formas, ya sea mediante punta de papel, lima manual, léntulo, cono maestro de gutapercha, aguja de irrigación y punta de ultrasonido (Hoen *et al.*, 1988, West *et al.*, 1989, Hall *et al.*, 1996, y Kahn *et al.*, en 1997). Estos autores utilizaron como técnica de obturación la condensación lateral. No se han registrado sin embargo diferencias significativas que revelen que la forma de colocación del cemento afecte a la calidad final del sellado (Hoen *et al.*, 1988, West *et al.*, 1989, Hall *et al.*, 1996).

Kahn en 1997, usando también condensación lateral y con seis métodos diferentes de colocación del cemento, concluía que la colocación con léntulo y jeringa de irrigación eran los métodos más efectivos, seguidos por la colocación con puntas sónicas y ultrasónicas. Los métodos menos efectivos resultaron ser la colocación con puntas de papel y limas manuales. Dada esta discrepancia de resultados, esta materia ha seguido siendo objeto de estudio. Guinesi en 2014, realizó un estudio en el que comparaba dos técnicas de obturación (condensación lateral y técnica de cono único) y tres formas de colocación del cemento (cono maestro de gutapercha, léntulo y lima manual). En su caso, la técnica de condensación lateral obtenía resultados similares con las tres formas de colocación del cemento. Y Consideraba que la técnica de cono único es más dependiente de la forma en la que se coloca el cemento. Ya que la colocación del cemento con cono maestro de gutapercha fue la técnica que promovía la mayor cantidad de voids en su caso (Guinesi *et al.*, 2014).

Debido precisamente a que la calidad final de obturación se puede ver influenciada por la forma en la que éste se introduce en el interior del conducto (Guinesi *et al.*; 2014), en nuestro estudio se seleccionó un cemento ya premezclado, en formato jeringa, que se puede introducir en el conducto con la punta que facilita el fabricante y, de esta manera, se puede evitar en lo posible esta variable.

H. Técnicas de obturación

En los artículos que evalúan la calidad de la obturación se han venido haciendo diversas comparaciones entre las distintas técnicas de obturación (Kim *et al.*, 2018, Keleş y Keskin, 2020, Siqueira-Coronas *et al.*, 2020, Ko *et al.*, 2020, Song *et al.*, 2021, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^b, Kim *et al.*, 2021, Zhang *et al.*, 2021). Los estudios utilizaron una comparativa entre la técnica o las técnicas en estudio y una técnica gold estándar (condensación lateral o condensación vertical con ola continua de calor), presentando ésta como el referente. Cabe destacar aquí la comparación entre la técnica de condensación lateral (Zhang *et al.*, 2021), la de condensación vertical con ola continua de calor (Keleş y Keskin, 2019, Ko *et al.*, 2020, Kim *et al.*, 2021, Zhang *et al.*, 2021), las técnicas con vástago (Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^b), todas en estos casos comparadas con la técnica de cono único.

Muchos estudios describen que la técnica de obturación puede influir en la penetración intratubular y en la calidad de obturación del sistema de conductos (Keleş y Keskin, 2020, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^b, Holmes *et al.*, 2021).

En nuestro estudio se utilizó la técnica del cono único en frío con cemento sellador a base de silicato de calcio, porque es una técnica fácil de aplicar que requiere una menor curva de aprendizaje y depende en mejor grado de la experiencia del operador (Guivarc'h *et al.*, 2020). En esta técnica se utilizan mayores cantidades de cemento dada su estabilidad dimensional (Debelian y Trope., 2016), porque estos cementos no se contraen, sino que tienden a una ligera expansión durante su fraguado (Al-Haddad *et al.*, 2015, Al-Haddad *et al.*, 2016). Es el cono de gutapercha el encargado de aumentar la presión hidráulica dentro el conducto. Esta presión y la fluidez del material nos pueden conducir a introducir el cemento dentro de complejidades anatómicas como los istmos (Debelian y Trope., 2016) que son el objeto de nuestro estudio.

Como limitación en la obturación de las réplicas, se destaca el hecho de que los cementos selladores biocerámicos no van a interactuar con la dentina y su humedad presente en los túbulos, por lo que se puede ver incapacitada la formación de tejido dentinario (Kim *et al.*, 2017, Drukteinis *et al.*, 2021). Esta acción se produce cuando el cemento se pone en contacto con la humedad de la dentina durante su fraguado (liberando hidróxido de calcio), pudiendo crear una unión entre la dentina y el cemento sellador (Kim *et al.*, 2017).

I. Método de evaluación

Micro-CT

En el presente estudio investigamos la capacidad de obturación mediante tomografía microcomputarizada (micro-CT) en dientes multirradiculares con una anatomía compleja (istmo de techo y suelo con un área en forma de banda) (Keleş y Keskin , 2018). Esta técnica de evaluación ha sido presentada como no destructiva, debido a que permite realizar una reconstrucción volumétrica y dimensional de los espacios y materiales de relleno (De-Deus *et al.*, 2022). También se ha usado para evaluar y cuantificar la calidad de obturación (De-Deus *et al.*, 2022). La micro-CT aplicada al estudio de la calidad de obturación permite que se examinen los voids internos y externos. (De-Deus *et al.*, 2021), ya que su presencia se ha asociado en la evaluación de la calidad de obturación al fracaso de los tratamientos endodónticos (De-Deus *et al.*, 2021 y 2022). Estos voids pueden albergar bacterias y subproductos (Kim *et al.*, 2017, Drukteinis *et al.*, 2021). La existencia de voids se muestra como un factor negativo en la evaluación de la capacidad y la calidad de la obturación.

Al igual que en los artículos de Kim *et al.*, 2018, Ko *et al.*, 2020, Kim *et al.*, 2021 Kalantar-Motamedi *et al.*, 2021), en nuestro estudio se realizó la evaluación de las muestras con micro-

CT. Pero en nuestro caso no se utilizó el estereomicroscopio (SEM) como método para contrastar resultados como en estos estudios mencionados. Ya que para realizar este análisis con SEM habría que realizar una sección de las muestras y un tratamiento posterior con un metal conductor. Estos tratamientos pueden alterar la superficie de las muestras, pudiendo crear artefactos y espacios vacíos que no existían originalmente en el material de obturación, con lo que la evaluación podría sufrir un sesgo (De-Deus *et al.*, 2022). Como limitaciones para esta técnica cabe reseñar que esta es una técnica que no se puede usar sobre seres vivos porque solamente se puede realizar sobre muestras *in vitro* (De-Deus *et al.*, 2022).

Confocal

Atendiendo a la literatura, existen numerosos estudios en los que se ha evaluado la penetración intratubular de los materiales de obturación y en los que se realizaba una correlación según la que una mayor penetración intratubular de estos materiales conllevaba un mejor sellado del sistema de conductos (Nikhil y Singh., 2013, Nikhil *et al.*, 2015). Pero atendiendo a los resultados del estudio de De-Deus *et al.*, en 2012, se determinó que no se podía asegurar esta correlación. Con relación a lo descrito surgieron más trabajos en los que se realizaba una activación de los cementos selladores para comprobar si se llevaba más cantidad de cemento a las paredes del conducto o en irregularidades anatómicas, con una mayor penetración tubular de los mismos. Esta penetración se medía con microscopía Confocal (Nikhil y Singh., 2013, Guimarães *et al.*, 2014, Nikhil *et al.*, 2015, McMichael , 2016, Oliveira *et al.*, 2017, Prasad *et al.*, 2018, Wiesse *et al.*, 2018, K, De Bem *et al.*, 2020, Siqueira-Coronas *et al.*, 2020, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^a, Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^b Song *et al.*, 2022).

Este método de evaluación no se considera de índole destructiva porque permite la reevaluación de las muestras con otros métodos como SEM y microscopía óptica, a pesar de que precisa de la sección de las muestras. (Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^a, De-Deus *et al.*, 2022). En los estudios de obturación se ha utilizado para la evaluación de la penetración intratubular, pero también se pueden evaluar áreas del diente, de gutapercha, de cemento, la presencia de voids y usarse en microbiología. Como limitación, no permite la evaluación de volúmenes (Pérez-Alfayate *et al.*, 2021^b), por esta razón, no ha sido el método escogido en la evaluación de resultados de las muestras del estudio. Ya que en él se realizó la evaluación de la presencia de voids, tanto en el volumen del istmo como en el de los conductos.

Como hemos mencionado, requiere de la sección en discos de las muestras a distintos milímetros y, además, de la utilización de una tinción fluorescente (De-Deus *et al.*, 2022). Como tinción se ha usado tradicionalmente la Rhodamina B (De-Deus *et al.*, 2022), pero estudios actuales abogan ahora por la utilización del Fluo-3 (Coronas *et al.*, 2021, Furtado *et al.*, 2021, Donnermeyer *et al.*, 2021). El motivo radica en que recientemente se ha estudiado la afinidad de la Rhodamina B por la humedad intratubular y el agua necesaria para las reacciones químicas durante el fraguado de algunos cementos (Siquiera-Coronas *et al.*, 2020). Con respecto a la cuantificación de las medidas, es realizada con un programa informático (Photoshop) con una herramienta con la que poder medir el perímetro de esa penetración o los límites de los tejidos o de los materiales, y esta evaluación puede verse comprometida por la experiencia de los evaluadores (De-Deus *et al.*, 2022). Por todos los motivos anteriormente mencionados se descartó la utilización de esta técnica de evaluación para las muestras y nos decantamos por la utilización de la micro-CT.

SEM

Las muestras evaluadas con SEM tienen que ser seccionadas, y se realiza un procesado especial con desecación y colocación de una capa ultrafina de un material que conduzca la electricidad (De-Deus *et al.*, 2022). No permite apreciar el corte de la muestra en su totalidad, ni en un corte axial ni en uno longitudinal. Se pueden ver únicamente fragmentos muy pequeños. El procesado y la desecación pueden también alterar tanto al cemento como la gutapercha y crear artefactos que realmente no existían en las muestras antes de ser seccionadas y procesadas. Diversos autores lo utilizan como método de evaluación secundario para contrastar sus resultados (Arslan *et al.*, 2016, Alcalde *et al.*, 2017, Guimarães *et al.*, 2018, Kim *et al.*, 2018, Ko *et al.*, 2020, Kim *et al.*, 2021). Por estos motivos anteriormente mencionados, al no aportar ventajas con respecto de la técnica con micro-CT ni la técnica Confocal, fue descartada su utilización como método de evaluación.

CBCT

Finalmente, la CBCT no presenta la adecuada resolución en la evaluación de la calidad de obturación con cementos de silicato de calcio y técnica de cono único con muestras *ex vivo* (Celikten *et al.*, 2019). Por lo que no se consideró para la evaluación final de las muestras, pero sí en la selección previa de los dientes naturales para encontrar la anatomía y la morfología seleccionada para nuestro estudio, en conjunto con la micro-CT.

J. Evaluación de voids

La evaluación de la presencia de voids en el material de obturación puede verse condicionada por la resolución, en concreto por el tamaño de los vóxeles con los que se realiza la micro-CT (Celikten *et al.*, 2017, Orhan *et al.*, 2018). Pero un reciente estudio de Kooanantkul en 2023, concluye que los parámetros en los que se realiza la micro-CT no tienen efecto significativo sobre los resultados en los estudios de calidad de obturación evaluados con micro-CT (Kooanantkul *et al.*, 2023).

Por esta razón, en nuestro estudio utilizamos un vóxel de 20 μ (Sobrino *et al.*, 2023) al igual que en el estudio de calidad de obturación en istmos en réplicas de Zhang en 2021, en el que se utilizó un vóxel de 19 μ m. Del mismo modo, otros estudios sobre capacidad de obturación con cementos biocerámicos utilizaron también un tamaño de vóxel superior a 20 μ m (Kim *et al.*, 2018, Ko *et al.*, 2020). Y De Deus en 2021, en su estudio sobre voids externos (gaps), realizó las micro-CT con un vóxel entre 15 y 20 μ m, obteniendo resultados contrastados y con relevancia clínica (De-Deus *et al.*, 2021).

K. Puntos de referencia en las mediciones

En el presente estudio no se realizó una división de las mediciones de los voids por tercios coronal, medio y apical como se realizó en el estudio de Iglecias en 2017. Por el contrario, Kim en 2017 realiza las mediciones de voids en el conducto de 1 a 5mm y de 5 a 9mm, por considerar que en la zona de 1 a 5mm se encuentra la anatomía más relevante del diente para su estudio. En el estudio de Keleş en el año 2018, se evalúa la presencia de voids en el material de obturación, pero no en la totalidad de la raíz mesial del diente sino de apical a 3mm y desde ese punto hasta la zona coronal del istmo.

Las mediciones del volumen de material, volumen de voids y porcentaje de voids en nuestro estudio hacen referencia a la medición en los conductos mesiales completos al igual que Somma en 2011. Del mismo modo, además, en el estudio de Zhang en 2021, y en el de Keleş y Keskin en 2019 realizan un análisis de los conductos mesiales en su totalidad y de su istmo en forma de banda.

El presente estudio se decantó por la evaluación no sólo del istmo, sino también de los conductos, puesto que la activación influye en ambas estructuras anatómicas del diente. Esa es la razón para evaluar el conducto en su totalidad y el istmo.

5.2 Discusión de los resultados

A. Volumen de voids

En primer lugar, hay que hacer mención del hecho de que, a día de hoy, no hay ningún estudio que aborde los efectos de la activación sónica con la punta EDDY, ni de la ultrasónica con Irrisafe en lo que se refiere a la capacidad de obturación en istmos. Por lo tanto, la comparación con otros trabajos de investigación se vuelve más compleja.

Con respecto a los estudios sobre calidad de obturación realizados anteriormente con cementos biocerámicos y sobre istmos en banda con técnica de cono único en frío y evaluados con micro-CT, podemos realizar alguna comparativa de la presencia de voids en la obturación como la que nosotros hemos realizado.

En el estudio de Zhang en 2021, se utilizaron réplicas de molares mandibulares con presencia de un istmo en banda. Zhang lleva a cabo una comparativa en cuanto a la presencia de voids entre tres técnicas de obturación (cono único en frío, condensación lateral y condensación vertical con ola continua de calor). La medición se hizo atendiendo al sistema de conductos en su conjunto (conductos e istmo) y se obtuvo como resultado en la técnica de cono único en frío un volumen de voids de $0,234 \text{ mm}^3$. En nuestro caso, el volumen medio de voids asciende a $2,185 \text{ mm}^3$. Esta diferencia se explica por la diferente metodología utilizada en la conicidad que se le ha dado al conducto. En este estudio se instrumenta hasta la lima F3 de Protaper (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suiza) y se utilizó para la obturación el cono de gutapercha F3 (Dentsply Sirona), con una conicidad de un 9%. Por todo esto, el mayor volumen del conducto está ocupado no por el cemento, sino por el cono de gutapercha. Con todo esto, el volumen de voids que resulta finalmente es menor (Angerame et al., 2020).

Existe otro estudio: Keleş y Keskin en 2019 evaluaron la presencia de voids en istmos en banda en dientes naturales comparando la técnica de cono único con la de condensación vertical. Se llegó a la conclusión de que ninguna de estas dos técnicas está libre de voids y que la calidad de obturación es similar. No cabe, eso sí, realizar una comparación en cuanto al volumen de voids porque los investigadores en este caso no ofrecen esos resultados.

Keleş en el año 2018, evalúa la presencia de voids en el agregado de trióxido mineral (MTA) mediante la colocación manual del material, la activación ultrasónica del mismo y la técnica de condensación vertical con ola continua de calor. A diferencia de nuestro trabajo, este estudio utiliza diente natural molar mandibular con una configuración tipo II de Vertucci y con un istmo no especificado. También utilizan el cemento ProRoot MTA blanco (Dentsply

Sirona, Ballaigues, Suiza) en formato polvo líquido, mientras que nosotros hemos utilizado un cemento en formato fluido en jeringa premezclado. El estudio evalúa por separado de apical a 3mm y desde ese punto hasta la zona coronal del istmo. Los resultados de este estudio apuntan a que no existen diferencias significativas entre los diferentes grupos en los 3mm apicales de la raíz, pero sí desde los 3mm a la parte coronal del istmo, donde encuentran unos resultados comparables entre la técnica de condensación vertical y la activación ultrasónica, resultando éstos mejores que la colocación manual. Las mediciones se centran en los porcentajes de voids, pero no el volumen de voids en mm³.

La activación sónica mediante punta EDDY, tanto en los conductos como en el istmo, produce mejores resultados que la activación ultrasónica mediante Irrisafe.

B. Porcentaje de voids

En el estudio de Keleş en 2018 la activación ultrasónica del cemento fue medida, como ya hemos mencionado de 0 a 3mm y de 3mm a la zona coronal del istmo. Esta división no concuerda con la que nosotros hemos realizado. Como resultados en porcentaje de voids, obtuvieron en activación ultrasónica (si tomamos los datos en su conjunto, sin realizar divisiones) un porcentaje de 9,338%. En nuestro estudio, en el apartado de activación ultrasónica registramos un porcentaje de voids de 5,800% en el conducto y de 7,438% en el istmo. Hay que tener en cuenta que en el estudio de Keleş no se tiene en cuenta el conjunto del sistema de conductos, solamente la parte apical del diente y el istmo. Asimismo, hay que prestar atención a que en este estudio de Keleş no se utiliza la técnica de cono único en frío, por lo que el volumen del material está constituido únicamente por MTA.

En los siguientes estudios solamente podemos realizar una comparación con respecto del grupo de no activación, ya que los investigadores no han planteado por el momento la creación de grupos con activación de estos cementos. En el estudio de Zhang en 2021, con respecto de la técnica de cono único con cemento biocerámico (que es la que en realidad podemos comparar) se describe un porcentaje de voids en el sistema de conductos de un 22,98%. En el presente estudio, se obtiene un resultado de 17,634% en los conductos y de 3,770% en el istmo.

Keleş y Keskin, en 2019, publican un porcentaje de voids del 15,60% para el conjunto del sistema de conductos con la técnica de cono único en frío. Como ya hemos mencionado, en nuestro caso se obtiene un resultado de 17,634% en los conductos y de 3,770% en el istmo.

Kim en 2017, realiza una comparativa del porcentaje de voids en los conductos con una obturación con cementos a base de silicato de calcio en réplicas de molares mandibulares, comparando la técnica de cono único en frío y la de condensación vertical con ola de calor. El cemento usado es el Endoseal MTA (Maruchi, Wonju, Corea del Sur). Su evaluación refleja tanto voids internos como externos en mediciones desde apical (1 a 5mm) y coronal (de 5 a 9mm.) en las raíces mesial y distal por separado. En nuestro estudio solamente se hace la medición de los conductos de la raíz mesial. Centrándonos en el porcentaje de voids internos, en la raíz mesial para la técnica de cono único se obtiene en apical un resultado de 4,18% y en coronal de 2,94%. El presente estudio, en los conductos completos sin contar con el istmo, se obtuvo un resultado de 17,634%. Las medidas resultantes son difícilmente comparables dado que se analizan de forma separada los voids internos y los externos o gaps. En contraste con los trabajos anteriores, en este estudio sí se ven diferencias significativas entre las dos técnicas de obturación sometidas a análisis. El porcentaje de voids internos es significativamente más alto en la técnica de condensación vertical. A nivel apical, la presencia de voids externos, sin embargo, no presenta diferencias significativas entre las dos técnicas. Los resultados en todo caso no son muy comparables puesto que se realizó una instrumentación posterior de las réplicas, lo que puede hacer diferir el volumen del material de obturación, y por tanto se puede ver comprometida la estandarización de los conductos.

En el estudio de Iglecias en 2017, se mide la presencia de voids en molares mandibulares, comparando la técnica de condensación vertical con ola continua de calor con la técnica de cono único en frío con cemento a base de resina epoxi AH Plus (Dentsply Sirona, Konstanz, Alemania). Analiza sus resultados en el conducto completo y por tercios. Sus resultados para la técnica de cono único en conductos completos son de un porcentaje de 9,81%, mientras que el de nuestro estudio alcanza el 17,634%. Esta discrepancia de valores se puede deber a que la instrumentación se realiza con una lima Reciproc R25 (VDW GmbH, Múnich, Alemania). Esta lima presenta una conicidad del 8% y la obturación se realiza con el cono de la misma marca, el cono de gutapercha Reciproc R25 (VDW GmbH). Al igual que en el caso del estudio de Zhang de 2021, la presencia de un cono de gutapercha del 8% produce que haya menos masa de cemento sellador (Angerame et al., 2020).

A diferencia de estos últimos estudios, en el de Alcalde en 2017, se mide la calidad de la obturación promovida por la activación ultrasónica con cemento a base de resina en primeros molares mandibulares con un tipo IV de Vertucci y un istmo tipo V según la clasificación de Hsu y Kim (1997) evaluado con microscopía Confocal. Dado que evalúa la penetración

intratubular, sus resultados no son comparables con los nuestros. Su principal conclusión es que la activación ultrasónica promueve una mejor calidad de obturación, aumentando la penetración intratubular del cemento sellador, en especial en la zona del istmo.

También con la microscopía Confocal se lleva a cabo el estudio de Pérez Alfayate en 2021^b, en el que se evalúa la calidad de obturación del cemento EndoSequence BC Sealer en diferentes sistemas de obturación. Su muestra es de molares mandibulares con una raíz mesial con conductos tipo III según la clasificación de Weine. Una de las técnicas que estudia es la del cono único en frío con activación sónica con Endoactivator. Se divide por tercios el conducto y como conclusión obtiene que la activación sónica de los cementos no muestra ser beneficiosa para evitar la presencia de voids dentro del material de obturación en conductos curvos. El trabajo no puede ser tampoco comparado con el presente estudio, ya que la técnica Confocal no permite la medición de volúmenes de los materiales.

Atendiendo al estudio Kooanantkul, en 2023, en el que, comparado la calidad de obturación en entre diente natural y réplica, obtuvo como resultados que los cementos premezclados usados con la técnica de cono único mostraban un volumen de voids mayor en las réplicas del diente natural evaluado a 6 meses. Estos resultados concuerdan cuando realizamos una comparativa entre nuestro estudio con estudios que utilizan dientes naturales (Keleş y Keskin, 2020).

5.3 Repercusión clínica, limitaciones del estudio y futuras vías de investigación

Dentro de las limitaciones de nuestro estudio, cabe mencionar que estos cementos premezclados utilizan la humedad de los túbulos dentinarios para su fraguado. Dado que las réplicas están fabricadas en resina, estas cualidades bioactivas no pueden desarrollarse. Por otro lado, la falta de humedad puede llegar a comprometer el fraguado de los cementos premezclados usados en este tipo de muestras. Es una circunstancia que se debería estudiar en futuros trabajos (Kim *et al.*, 2017).

Dados los buenos resultados que se han publicado en otros estudios (Kim *et al.*, 2018, Ko *et al.*, 2020, Kim *et al.*, 2021) sobre la activación indirecta de cementos hidráulicos a base de silicato de calcio, se deja para futuras investigaciones la utilización de esta técnica, tanto en anatomías complejas como en istmos, ya que ellos lo realizan en dientes unirradiculares (premolares mandibulares). Lo mismo sucede con la activación manual dinámica de estos cementos, ya que no hay publicaciones al respecto.

De la misma forma, también sería interesante ampliar este tipo de estudios a otras anatomías complejas y valorar la extrusión del material de obturación en relación con la técnica de activación.

6. CONCLUSIONES

Bajo las condiciones de este estudio y derivadas de los resultados obtenidos, se pueden concluir las siguientes afirmaciones en respuesta al objetivo planteado:

Conclusión: La activación del cemento influye y mejora la calidad y la capacidad de obturación en istmos. La activación con EDDY presentó los mejores resultados en relación al porcentaje de voids, tanto en conducto como en istmo.

7. BIBLIOGRAFÍA

Yin, X. et al. (2021) 'Three-dimensional morphologic classifications and analysis of canal isthmuses in permanent molars', *Surgical and Radiologic Anatomy*, 43(11), pp. 1793–1799.

Anthony LP, Grossman LT (1945). A brief history of root canal therapy in the United States. *Journal American Dental Association*; 32:43–50.

Ingle J. (1961) A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*; 14:83–91.

Schilder H. Filling root canals in three dimensions (1967) *Dental Clinical North American*; 11:723–44.

Kakehashi, S., Stanley, H.R. and Fitzgerald, R.J. (1965) 'The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats', *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 20(3), pp. 340–349.

Byström A, Happonen RP, Sjögren U, Sundqvist G (1987). Healing of periapical lesions of pulpless teeth after endodontic treatment with controlled asepsis. *Endodontic Dental Traumatology*; 3:58–63.

Lin LM, Rosenberg PA, Lin J.(2005) Do procedural errors cause endodontic treatment failure? *Journal American Dental Association* ;136:187–93.

Friedman, S., Abitbol, S. and Lawrence, H.P. (2003) 'Treatment Outcome in Endodontics: The Toronto Study. Phase 1: Initial Treatment', *Journal of Endodontics*, 29(12).

Ricucci D, Siqueira Jr JF, Bate AL, Pitt Ford TR (2009) Histologic investigation of root canal treated teeth with apical periodontitis: a retrospective study from twenty-four patients. *Journal of Endodontics* 35, 493–502.

Ricucci, D. and Siqueira, J.F. (2010) 'Biofilms and Apical Periodontitis: Study of Prevalence and Association with Clinical and Histopathologic Findings', *Journal of Endodontics*, 36(8), pp. 1277–1288..

Song, M., Jung, I.-Y., et al. (2011) 'Prognostic Factors for Clinical Outcomes in Endodontic Microsurgery: A Retrospective Study', *Journal of Endodontics*, 37(7), pp. 927–933.

Song, M., Kim, H.-C., et al. (2011) 'Analysis of the Cause of Failure in Nonsurgical Endodontic Treatment by Microscopic Inspection during Endodontic Microsurgery', *Journal of Endodontics*, 37(11), pp. 1516–1519.

Von Arx, T. (2005) 'Frequency and type of canal isthmuses in first molars detected by endoscopic inspection during periradicular surgery', *International Endodontic Journal*, 38(3), pp. 160–168.

Kim, Sunil et al. (2016) 'the Influence of an Isthmus on the Outcomes of Surgically Treated Molars: A Retrospective Study', *Journal of Endodontics*, 42(7), pp. 1029–1034.

Alves FR, Andrade–Junior CV, Marceliano–Alves MF et al. (2016) Adjunctive steps for disinfection of the mandibular molar root canal system: a correlative bacteriologic, micro-computed tomography, and cryopulverization approach. *Journal of Endodontics* ; 42, 1667–72.

Kim, S., Kim, S., Park, J.W., Jung, I.Y. & Shin, S.J. (2017) Comparison of the percentage of voids in the canal filling of a calcium silicate-based sealer and gutta percha cones using two obturation techniques. *Materials*, 12(10), 1170.

Gao X, Tay FR, Gutmann JL, Fan W, Xu T, Fan B (2016) Micro-CT evaluation of apical delta morphologies in human teeth. *Scientific Reports* 6, 36501.

De Deus Q. D. (1975). Frequency, location, and direction of the lateral, secondary, and accessory canals. *Journal of endodontics*, 1 (11), 361–366. .

Weller RN, Niemczyk SP, Kim S (1995) Incidence and position of the canal isthmus. Part 1. Mesiobuccal root of the maxillary first molar. *Journal of Endodontics* 21, 380–3.

Hsu, Y. Y., & Kim, S. (1997). The resected root surface. The issue of canal isthmuses. *Dental clinics of North America*, 41(3), 529–540.

Endal, U. et al. (2011) 'A High-resolution Computed Tomographic Study of Changes in Root Canal Isthmus Area by Instrumentation and Root Filling', *Journal of Endodontics*, 37(2), pp. 223–227.

Kim, S. and Kratchman, S. (2006) 'Modern Endodontic Surgery Concepts and Practice: A Review', *Journal of Endodontics*, 32(7), pp. 601–623.

De Pablo ÓV, Estevez R, Sánchez MP, Heilborn C, Cohenca N (2010) Root anatomy and canal configuration of the permanent mandibular first molar: a systematic review. *J Endod* 36(12): 1919–1931.

Cambruzzi JV, Marshall FJ (1983). Molar endodontic surgery. *Journal Canadian Dental Association*; 1:61– 6

Fan, B. et al. (2010) ‘Three-dimensional Morphologic Analysis of Isthmuses in the Mesial Roots of Mandibular Molars’, *Journal of Endodontics*, 36(11), pp. 1866–1869.

Keleş, A. and Keskin, C. (2018) ‘A micro-computed tomographic study of band-shaped root canal isthmuses, having their floor in the apical third of mesial roots of mandibular first molars’, *International Endodontic Journal*, 51(2), pp. 240–246..

Paqué F et al. (2009) ‘Hard-tissue debris accumulation analysis by high-resolution computed tomography scans.’, *Journal of endodontics*, 35(7), pp. 1044-1044–7. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.04.026>.

De-Deus, G. et al. (2014) ‘Assessing Accumulated Hard-tissue Debris Using Micro-computed Tomography and Free Software for Image Processing and Analysis’, *Journal of Endodontics*, 40(2), pp. 271–276.

Neelakantan P, Devaraj S, Jagannathan N (2016) Histologic assessment of debridement of the root canal isthmus of mandibular molars by irrigant activation techniques ex vivo. *Journal of Endodontics* 42, 1268–72.

Leoni GB, Versiani MA, Silva-Sousa YT, Bruniera JFB, SousaNeto MD (2017) Ex vivo evaluation of four final irrigation protocols on the removal of hard-tissue debris from the mesial root canal system of mandibular first molars. *International Endodontic Journal* 50, 398–406.

De-Deus G, Reis C, Beznos D, Gruetzmacher de Abranches AM, Countinho-Filho T, Paciornik S (2008) Limited ability of three commonly used thermoplasticized gutta-percha techniques in filling oval-shaped canals. *Journal of Endodontics* 34, 1401–5

Keleş, A. and Keskin, C. (2020) ‘Presence of voids after warm vertical compaction and single-cone obturation in band-shaped isthmuses using micro-computed tomography: A phantom study’, *Microscopy Research and Technique*, 83(4), pp. 370–374.

Siqueira Jr JF, Rocas IN, Ricucci D, Hulsmann M (2014) Causes and management of post-treatment apical periodontitis. *British Dental Journal* 216, 305–12.

Hess W, Zürcher E (1925). The anatomy of the root-canals of the teeth of the permanent dentition and the anatomy of the root canals of the deciduous dentition and the first permanent molars. New York: William Wood.

Friedman CE, Sandrik JL, Heuer MA, Rapp GW (1977). Composition and physical properties of gutta-percha endodontic filling materials. *Journal of Endodontics* ; 3:304–8.

Gurgel-Filho ED, Andrade Feitosa JP, Teixeira FB, Monteiro de Paula RC, AraújoSilva JB, Souza-Filho FJ (2003). Chemical and X-ray analyses of five brands of dental gutta-percha cone. *International Endodontics Journal* ;36:302–7.

Ørstavik D. (2005). Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. *Endodontic Topics*, 12(1), 25–38.

Khabbaz MG, Papadopoulos PD (1999). Deposition of calcified tissue around an overextended gutta-percha cone: case report. *International Endodontics Journal* ;32:232–5.

Grossman LI (1958). An improved root canal cement. *Journal American Dental Association* ; 56:381–5.

Christensen GJ (2004). I have had enough! *Journal Esthetics Restorative Dental*; 16:83–6.

Schwartz RS (2006). Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: bonding in the root canal system-the promise and the problems: a review. *Journal of Endodontics* ;32:1125–34.

Tay, F.R. & Pashley, D.H. (2007) Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *Journal of Endodontics*, 33, 391–398.

Torabinejad, M., Hong, C. U., McDonald, F. y Pitt Ford, T. R. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics*,21(7), 349–353.

Camilleri, J., Montesin, F. E., Brady, K., Sweeney, R., Curtis, R. V., & Ford, T. R. (2005). The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 21(4), 297–303.

Camilleri, J. (2007) Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 40, 462–470.

Camilleri J. (2008). The chemical composition of mineral trioxide aggregate. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 11(4), 141–143.

Camilleri J. (2009) Evaluation of selected properties of mineral trioxide aggregate sealer cement. *Journal of Endodontics*; 35:1412–7.

Donnermeyer, D. , Bürklein, S. , Dammaschke, T. & Schäfer, E. (2019) Endodontic sealers based on calcium silicates: a systematic review. *Odontology*, 107, 421–436.

Camilleri, J., Atmeh, A., Li, X., & Meschi, N. (2022). Present status and future directions: Hydraulic materials for endodontic use. *International Endodontic Journal*, 55 Suppl 3(Suppl 3), 710–777.

AL-Haddad, A., & Che Ab Aziz, Z. A. (2016). Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review. *International Journal of Biomaterials*, 2016, 1–10.

Khalil, I. , Naaman, A. & Camilleri, J. (2016) Properties of tricalcium silicate sealers. *Journal of Endodontics*, 42, 1529–1535.

Zhang W, Li Z, Peng B (2010). Ex vivo cytotoxicity of a new calcium silicate-based canal filling material. *International Endodontic Journal.*; 43:769–74.

Zanini, M., Sautier, J. M., Berdal, A., & Simon, S. (2012). Biodentine Induces Immortalized Murine Pulp Cell Differentiation into Odontoblast-like Cells and Stimulates Biom mineralization. *Journal of Endodontics*, 38(9), 1220–1226.

Zhou, H. M., Shen, Y., Zheng, W., Li, L., Zheng, Y. F., & Haapasalo, M. (2013). Physical properties of 5 root canal sealers. *Journal of endodontics*, 39(10), 1281–1286.

Lee, J.K., Kwak, S.W., Ha, J.H., Lee, W.C. & Kim, H.C. (2017) Physicochemical properties of epoxy resin-based and bioceramic-based root canal sealers. *Bioinorganic Chemistry and Applications*, 2017, 1–8.

Oh, H. , Egan, K. , Lee, S. , Park, S. , Chen, D. , Shin, S.J. et al. (2020) Comparison of biocompatibility of calcium silicate-based sealers and epoxy resin-based sealer on human periodontal ligament stem cells. *Materials*, 13, 5242.

Zhang H, Shen Y, Ruse ND, Haapasalo M (2009). Antibacterial activity of endodontic sealers by modified direct contact test against *Enterococcus faecalis*. *Journal of Endodontics* ; 35:1051–5. 16.

Du, T., Wang, Z., Shen, Y., Ma, J., Cao, Y., & Haapasalo, M. (2015). Combined Antibacterial Effect of Sodium Hypochlorite and Root Canal Sealers against *Enterococcus faecalis* Biofilms in Dentin Canals. *Journal of endodontics*, 41(8), 1294–1298.

Kapralos, V., Koutroulis, A., Ørstavik, D., Sunde, P. T., & Rukke, H. V. (2018). Antibacterial Activity of Endodontic Sealers against Planktonic Bacteria and Bacteria in Biofilms. *Journal of endodontics*, 44(1), 149–154.

Xuereb, M., Vella, P., Damidot, D., Sammut, C. V., & Camilleri, J. (2015). In situ assessment of the setting of tricalcium silicate-based sealers using a dentin pressure model. *Journal of endodontics*, 41(1), 111–124.

Debelian G, Trope M. (2016) The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *G Italian Endodontics.*; 30:70–80.

Pérez-Alfayate, R., Mercade, M., Algar-Pinilla, J., Cisneros-Cabello, R., Foschi, F., & Cohen, S. (2021). Root Canal Filling Quality Comparison of a Premixed Calcium Silicate Endodontic Sealer and Different Carrier-Based Obturation Systems. *Journal of clinical medicine*, 10(6), 1271.

Chen, B., Haapasalo, M., Mobuchon, C., Li, X., Ma, J., & Shen, Y. (2020). Cytotoxicity and the Effect of Temperature on Physical Properties and Chemical Composition of a New Calcium Silicate-based Root Canal Sealer. *Journal of Endodontics*.

Oltra, E., Cox, T. C., LaCourse, M. R., Johnson, J. D., & Paranjpe, A. (2017). Retreatability of two endodontic sealers, EndoSequence BC Sealer and AH Plus: a micro-computed tomographic comparison. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 42(1), 19.

Guivarc'h M, Jeanneau C, Giraud T et al. (2020) An international survey on the use of calcium silicate-based sealers in non-surgical endodontic treatment. *Clinical Oral Investigations* 24, 417-24.

Ng, Y.L.; Mann, V.; Rahbaran, S.; Lewsey, J.; Gulabivala, K. (2008) Outcome of primary root canal treatment: Systematic review of the literature—Part 2. Influence of clinical factors. *International Endodontics Journal.*, 41, 6–31.

Ng YL, Mann V, Gulabivala K. (2011) A prospective study of the factors affecting outcomes of nonsurgical root canal treatment: part 1: periapical health ; 44:583–609

Whitworth J (2005) Methods of filling root canals: principles and practices. *Endodontic Topics* 12:2–24.

Silva-Almeida, L.H., Moraes, R.R., Morgental, R.D. & Pappen, F.G. (2017) Are premixed calcium silicate-based endodontic sealers comparable to conventional materials? A systematic review of in vitro studies. *Journal of Endodontics*, 43, 527–535.

Chybowski EA, Glickman GN, Patel Y, Fleury A, Solomon E, He J.(2018) Clinical outcome of non-surgical root canal treatment using a single-cone technique with Endosequence bioceramic sealer: a retrospective analysis. *Journal of Endodontics* ; 44:941–5.

Zavattini A, Knight A, Foschi F, Mannocci F.(2020). Outcome of root canal treatments using a new calcium silicate root canal sealer: a non-randomized clinical trial. *Journal Clinical Medical*. 9(3):782–91.

Gok, T.; Capar, I.D.; Akcay, I.; Keleş, A.(2017). Evaluation of Different Techniques for Filling Simulated C-shaped Canals of 3-dimensional Printed Resin Teeth. *Journal of Endodontics*. 2017, 43, 1559–1564.

Jeong, J. W., DeGraft-Johnson, A., Dorn, S. O., & Di Fiore, P. M. (2017). Dentinal Tubule Penetration of a Calcium Silicate-based Root Canal Sealer with Different Obturation Methods. *Journal of Endodontics*, 43(4), 633–637.

Başer Can, E. D., Keles, A., & Aslan, B. (2017). Micro-CT evaluation of the quality of root fillings when using three root filling systems. *International Endodontic Journal*, 50(5), 499–505.

Roizenblit, R. N., Soares, F. O., Lopes, R. T., Dos Santos, B. C., & Gusman, H. (2020). Root canal filling quality of mandibular molars with EndoSequence BC and AH Plus sealers: A micro-CT study. *Australian endodontic journal: the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*, 46(1), 82–87

Tavares, K. I. M. C., Pinto, J. C., Santos-Junior, A. O., Torres, F. F. E., Guerreiro-Tanomaru, J. M., & Tanomaru-Filho, M. (2021). Micro-CT evaluation of filling of flattened root canals using a new premixed ready-to-use calcium silicate sealer by single-cone technique. *Microscopy research and technique*, 84(5), 976–981.

Hoehn MM, LaBounty GL, Keller DL.(1988). Ultrasonic endodontic sealer placement. *Journal of Endodontics* ;14:169-74.

West, L. A., LaBounty, G. L., & Keller, D. L. (1989). Obturation quality utilizing ultrasonic cleaning and sealer placement followed by lateral condensation with gutta-percha. *Journal of Endodontics*, 15(11), 507–511.

Hall, M.C.; Clement, D.J.; Dove, S.B.; Walker, W.A., 3rd. (1996). A comparison of sealer placement techniques in curved canals. *Journal of Endodontics.*, 22, 638–642.

Kahn FH, Rosenberg PA, Schertzer L, Korthals G, Nguyen PN.(1997). An in-vitro evaluation of sealer placement methods. *International Endodontic Journal.*; 30:181–6.

Guinesi, A.S.; Faria, G.; Tanomaru-Filho, M.; Bonetti-Filho, I.(2014). Influence of sealer placement technique on the quality of root canal filling by lateral compaction or single cone. *Brazilian. Dental. Journal*,25, 117–122.

Van der Sluis, L. W., Versluis, M., Wu, M. K., & Wesselink, P. R. (2007). Passive ultrasonic irrigation of the root canal: a review of the literature. *International endodontic journal*, 40(6), 415–426.

Gu, L.S.; Kim, J.R.; Ling, J.; Choi, K.K.; Pashley, D.H.; Tay, F.R.(2009). Review of contemporary irrigant agitation techniques and devices. *Journal of. Endodontics*, 35, 791–804.

Conde, A. J., Estevez, R., Loroño, G., Valencia de Pablo, Ó., Rossi-Fedele, G., & Cisneros, R. (2017). Effect of sonic and ultrasonic activation on organic tissue dissolution from simulated grooves in root canals using sodium hypochlorite and EDTA. *International endodontic journal*, 50(10), 976–982.

Rius, L., Arias, A., Aranguren, J. M., Romero, M., & de Gregorio, C. (2021). Analysis of the smear layer generated by different activation systems: an in vitro study. *Clinical oral investigations*, 25(1), 211–218.

De-Deus, G., Oliveira, D. S., Cavalcante, D. M., Simões-Carvalho, M., Belladonna, F. G., Antunes, L. S., Souza, E. M., Silva, E. J. N. L., & Versiani, M. A. (2021). Methodological proposal for evaluation of adhesion of root canal sealers to gutta-percha. *International endodontic journal*, 54(9), 1653–1658.

Nikhil, V., Bansal, P., & Sawani, S. (2015). Effect of technique of sealer agitation on percentage and depth of MTA Fillapex sealer penetration: A comparative in-vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 18(2), 119–123.

Alcalde, M. P., Bramante, C. M., Vivan, R. R., Amoroso-Silva, P. A., Andrade, F. B., & Duarte, M. A. H. (2017). Intradental antimicrobial action and filling quality promoted by ultrasonic agitation of epoxy resin-based sealer in endodontic obturation. *Journal of applied oral science: revista FOB*, 25(6), 641–649.

Prasad, P. K., Sankhala, A., Tiwari, A., Parakh, S., Madan, G. R., & Singh, A. (2018). Influence of ultrasonics on the penetration depth of AH plus, acroseal, and EndoREZ root canal sealers: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 21(2), 221–225.

Siqueira-Coronas et al.,(2020). Dentinal Tubule Penetration of a Calcium Silicate-Based Root Canal Sealer Using a Specific Calcium Fluorophore. *Brazilian Dental Journal* (2020) 31(2): 109-11.

De Bem, I. A., de Oliveira, R. A., Weissheimer, T., Bier, C. A. S., Só, M. V. R., & Rosa, R. A. da. (2020). Effect of Ultrasonic Activation of Endodontic Sealers on Intratubular Penetration and Bond Strength to Root Dentin. *Journal of Endodontics*, 46(9), 1302–1308.

Kim, S. Y., Jang, Y. E., Kim, B. S., Pang, E. K., Shim, K., Jin, H. R., Son, M. K., & Kim, Y. (2021). Effects of Ultrasonic Activation on Root Canal Filling Quality of Single-Cone Obturation with Calcium Silicate-Based Sealer. *Materials (Basel, Switzerland)*, 14(5), 1292.

Song, D., & Yang, S. E. (2022). Comparison of Dentinal Tubule Penetration between a Calcium Silicate-Based Sealer with Ultrasonic Activation and an Epoxy Resin-Based Sealer: A Study Using Confocal Laser Scanning Microscopy. *European journal of dentistry*, 16(1), 195–201.

Cavenago BC, Duarte MA, Ordinola-Zapata R, Marciano MA, Carpio-Perochena AE, Bramante CM.(2012) Interfacial adaptation of an epoxy-resin sealer and a self-etch sealer to root canal dentin using the System B or the single cone technique. *Brazilian Dental Journal*; 23:205–11.

Guimaraes, B.M.; Amoroso-Silva, P.A.; Alcalde, M.P.; Marciano, M.A.; de Andrade, F.B.; Duarte, M.A.(2014) Influence of ultrasonic activation of 4 root canal sealers on the filling quality. *Journal of Endodontics*, 40, 964–968.

Arslan, H.; Abbas, A.; Karatas, E. (2016,). Influence of ultrasonic and sonic activation of epoxy-amine resin-based sealer on penetration of sealer into lateral canals. *Clinical Oral Investigation*. 20, 2161–2164.

Kim, J.A., Hwang, Y.C., Rosa, V., Yu, M.K., Lee, K.W. & Min, K.S. (2018) Root canal filling quality of a premixed calcium silicate endodontic sealer applied using gutta-percha cone-mediated ultrasonic activation. *Journal of Endodontics*, 44, 133–138.

Ko, S.-Y.; Choi, H.W.; Jeong, E.-D.; Rosa, V.; Hwang, Y.-C.; Yu, M.-K.; Min, K.-S. (2020) Main and Accessory Canal Filling Quality of a Premixed Calcium Silicate Endodontic Sealer According to Different Obturation Techniques. *Materials*, 13, 4389.

Kalantar-Motamedi, M.R.; Mortaheb, A.; Zare Jahromi, M.; Gilbert, B.E. (2021) Micro-CT evaluation of four root canal obturation techniques. *Scanning*, 2021, 6632822.

Acris De Carvalho, F. M., Silva-Sousa, Y. T. C., Saraiva Miranda, C. E., Miller Calderon, P. H., Barbosa, A. F. S., Domingues De Macedo, L. M., & Abi Rached-Junior, F. J. (2021). Influence of Ultrasonic Activation on the Physicochemical Properties of Calcium Silicate-Based Cements. *International Journal of Dentistry*, 2021, 6697988.

Lopes, F.C.; Zangirolami, C.; Mazzi-Chaves, J.F.; Silva-Sousa, A.C.; Crozeta, B.M.; Silva-Sousa, Y.T.C.; Sousa-Neto, M.D.(2019). Effect of sonic and ultrasonic activation on physicochemical properties of root canal sealers. *Journal. Applied. Oral. Sci.* 2019, 27, e20180556.

Camilleri J (2015) Sealers and warm gutta-percha obturation techniques. *Journal of Endodontics* 41,72–8.

Atmeh, A.R.; AlShwaimi, E.(2017)The effect of heating time and temperature on epoxy resin and calcium silicate-based endodontic sealers. *Journal of Endodontics*, 43, 2112–2118.

De-Deus, G., Santos, G. O., Monteiro, I. Z., Cavalcante, D. M., Simões-Carvalho, M., Belladonna, F. G., Silva, E. J. N. L., Souza, E. M., Licha, R., Zogheib, C., & Versiani, M. A. (2022). Micro-CT assessment of gap-containing areas along the gutta-percha-sealer interface in oval-shaped canals. *International Endodontic Journal*, 55(7), 795–807.

Keleş, A., & Keskin, C. (2020). Presence of voids after warm vertical compaction and single-cone obturation in band-shaped isthmuses using micro-computed tomography: A phantom study. *Microscopy research and technique*, 83(4), 370–374.

Iglecias EF, Freire LG, de Miranda Candeiro GT, Dos Santos M, Antoniazzi JH, Gavini G. (. 2017). Presence of voids after continuous wave of condensation and single cone obturation in mandibular molars: a micro-computed tomography analysis. *Journal of Endodontics*; 43:638–42.

Zhang P, Yuan K, Jin Q, Zhao F, Huang Z. (2021). Presence of voids after three obturation techniques in band-shaped isthmuses: a micro-computed tomography study. *BMC Oral Health*. May 1;21(1):227.

Ordinola-Zapata, R., Bramante, C. M., Versiani, M. A., Moldauer, B. I., Topham, G., Gutmann, J. L., Nuñez, A., Duarte, M. A., &Abella, F. (2017). Comparative accuracy of the Clearing Technique, CBCT and Micro-CT methods in studying the mesial root canal configuration of mandibular first molars. *International endodontic journal*, 50(1), 90–96.

Aksoy, U., Küçük, M., Versiani, M. A., & Orhan, K. (2020). Publication trends in micro-CT endodontic research: a bibliometric analysis over a 25-year period. *International Endodontic Journal*, 54(3), 343–353.

Versiani, M.A.; Keleş, A.(2020). Applications of Micro-CT Technology in Endodontics. In *Micro-Computed Tomography (micro-CT) in Medicine and Engineering*; Orhan, K., Ed.; Springer International Publishing: Cham, Switzerland; pp. 183–211.

Tolentino, E. S., Amoroso-Silva, P. A., Alcalde, M. P., Honório, H. M., Iwaki, L. C. V., Rubira-Bullen, I. R. F., &Húngaro-Duarte, M. A. (2020). Limitation of diagnostic value of cone-beam CT in detecting apical root isthmuses. *Journal of Applied Oral Science,FOB*, 28, e20190168.

De-Deus, G., Souza, E. M., Silva, E. J. N. L., Belladonna, F. G., Simões-Carvalho, M., Cavalcante, D. M., & Versiani, M. A. (2022). A critical analysis of research methods and experimental models to study root canal fillings. *International Endodontic Journal*, 55 Suppl 2, 384–445..

De-Deus, G.; Simoes-Carvalho, M.; Belladonna, F.G.; Versiani, M.A.; Silva, E.; Cavalcante, D.M.; Souza, E.M.; Johnsen, G.F.; Haugen, H.J.; Paciornik, S.(2020). Creation of well-balanced experimental groups for comparative endodontic laboratory studies: A new proposal based on micro-CT and in silico methods. *International. Endodontic. Journal*, 53, 974–985.

Hulsmann, M.(2022). A critical appraisal of research methods and experimental models for studies on root canal preparation. *International. Endodontics. Journal*, 55 (Suppl. 1), 95–118.

Reis, T., Barbosa, C., Franco, M., Baptista, C., Alves, N., Castelo-Baz, P., Martin-Cruces, J., et al. (2022). 3D printed teeth in endodontics: why, how, problems and future: a narrative review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19 (13), 7966.

Kim, S., Kim, S., Park, J. W., Jung, I. Y., & Shin, S. J. (2017). Comparison of the Percentage of Voids in the Canal Filling of a Calcium Silicate-Based Sealer and Gutta Percha Cones Using Two Obturation Techniques. *Materials*, (Basel, Switzerland), 10(10), 1170.

De Gregorio C, Estevez R, Cisneros R, et al. (2010). Efficacy of different irrigation and activation systems on the penetration of sodium hypochlorite into simulated lateral canals and up to working length; an in vitro study. *Journal of Endodontics*; 36:1216–21.

De Gregorio C, Arias A, Navarrete N, del Rio V, Oltra E, Cohenca N.(2013) Effect of apical size and taper on volume of irrigant delivered at working length with apical negative pressure at different root curvatures. *Journal of Endodontics*; 39:119–24.

Pérez-Alfayate, R.; Algar-Pinilla, J.; Mercade, M.; Foschi, F.(2021). Sonic activation improves bioceramic sealer's penetration into the tubular dentin of curved root canals: A confocal laser scanning microscopy investigation. *Apply. Science.*, 11, 3902.

Sobrino, M., Foschi, F., Estévez, R., Loroño, G., Conde Villar, A., & Pérez-Alfayate, R. (2023) . Effects of continuous chelation on the instrumentation of curved canals with a martensitic NiTi file system: an ex vivo micro-CT evaluation. *Odontology*, 111(1), 123–131.

Kim, J.C., Moe, M.M.K. and Kim, S.K. (2020) 'A micro-computed tomographic evaluation of root canal filling with a single gutta-percha cone and calcium silicate sealer', *Restorative Dentistry & Endodontics*, 45(2), p. e18.

Nikhil V, Singh R.(2013). Confocal laser scanning microscopic investigation of ultrasonic, sonic, and rotary sealer placement techniques. *Journal Conservative Dental*; 16:294-9.

Karatekin, A.O.; Keles, A.; Gencoglu, N.(2019). Comparison of continuous wave and cold lateral condensation filling techniques in 3D printed simulated C-shape canals instrumented with Reciproc Blue or Hyflex EDM. *PLOS ONE*, 14, e0224793.

Reymus, M.; Fotiadou, C.; Kessler, A.; Heck, K.; Hickel, R.; Diegritz, C.(2019). 3D printed replicas for endodontic education. *International. Endodontic. Journal*, 52, 123–130.

Holmes, S., Gibson, R., Butler, J., Pacheco, R., Askar, M., & Paurazas, S. (2020). Volumetric Evaluation of Five Root Canal Obturation Methods in TrueTooth™ 3D-Printed Tooth Replicas Using Nano-computed Tomography. *Journal of Endodontics*.

Kooanantkul, C., Shelton, R. M., & Camilleri, J. (2023). Comparison of obturation quality in natural and replica teeth root-filled using different sealers and techniques. *Clinical oral investigations*, 27(5), 2407–2417.

Bitter, K.; Gruner, D.; Wolf, O.; Schwendicke, F.(2016) Artificial Versus Natural Teeth for Preclinical Endodontic Training: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Endodontics*., 42, 1212–1217.

Tchorz, J.P.; Brandl, M.; Ganter, P.A.; Karygianni, L.; Polydorou, O.; Vach, K.; Hellwig, E.; Altenburger, M.J.(2015). Preclinical endodontic training with artificial rather than extracted human teeth: Does the type of exercise influence clinical endodontic outcomes? *International Journal of Endodontics*,48, 888–893.

Al-Sudani, D.I.; Basudan, S.O.(2017). Students' perceptions of pre-clinical endodontic training with artificial teeth compared to extracted human teeth. *European Journal. Dental. Education*, 21, e72–e75.

Decurcio, D.A.; Lim, E.; Chaves, G.S.; Nagendrababu, V.; Estrela, C.; Rossi-Fedele, G. (2019). Pre-clinical endodontic education outcomes between artificial versus extracted natural teeth: A systematic review. *International Endodontic Journal*, 52, 1153–1161.

Sivolella, S.; Scanu, A.; Xie, Z.; Vianello, S.; Stellini, E.(2022). Biobanking in dentistry: A review. *Japanese Dental Science Review*., 58, 31–40.

Curylofo-Zotti, F.A.; Lorencetti-Silva, F.; de Almeida Coelho, J.; Monteiro, R.M.; Watanabe, E.; Corona, S.A.M.(2018). Human teeth biobank: Microbiological analysis of the teeth storage solution. *Microbiological Restorative Technology*., 81, 332–337.

Kumar, P.; Sequeira, P.; Peter, S.; Bhat, K.G.(2005). Sterilisation of extracted human teeth for educational use. *Indian Journal. Medicine. Microbiology*, 23, 256–258.

Hope, C.K.; Griffiths, D.A.; Prior, D.M.(2013). Finding an alternative to formalin for sterilization of extracted teeth for teaching purposes. *Journal. Dental. Education*, 77, 68–71.

Michaud, P.L.; Maleki, M.; Mello, I.(2018). Effect of different disinfection/sterilization methods on tooth fracture risk used in preclinical dental education. *Journal. Dental. Education*,82, 84–87.

Mello, I.; Michaud, P.L.; Tanner, N.(2020). Resistance to fracture of extracted teeth used for pre-clinical endodontic procedures: Influence of storage conditions. *European. Journal. Denalt. Education.*, 24, 272–275.

Holden, A.; Dracopoulos, S.A. (2017).Owning the tooth: Exploring the ethical and legal issues relating to the use of extracted human teeth in dental education in Australia. *Australian. Dental. Journal*, 62, 146–151.

Dobros, K.; Hajto-Bryk, J.; Zarzecka, J.(2022). Application of 3D-printed teeth models in teaching dentistry students: A scoping review. . *European. Journal. Dental. Education*, 1–9.

Xu, J.; Shao, M.Y.; Pan, H.Y.; Lei, L.; Liu, T.; Cheng, L.; Hu, T.; Dummer, P.M.(. 2016). A proposal for using contralateral teeth to provide well-balanced experimental groups for endodontic studies. *International. Endodontics. Journal*, 49, 1001–1008.

Montoya, C.; Arango-Santander, S.; Pelaez-Vargas, A.; Arola, D.; Ossa, E.A. (2015). Effect of aging on the microstructure, hardness and chemical composition of dentin. *Arch. Oral. Biological*, 60, 1811–1820.

Montoya, C.; Arola, D.; Ossa, E.A. (. 2016). Importance of tubule density to the fracture toughness of dentin. *Arch. Oral. Biological*, 67, 9–14.

Mjor IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F.(2001) The structure of the dentine in the apical region of human teeth. *International Endodontic Journal*; 34:346-53.

Ivancik, J.; Naranjo, M.; Correa, S.; Ossa, A.; Tay, F.R.; Pashley, D.H.; Arola, D.(2014). Differences in the microstructure and fatigue properties of dentine between residents of North and South America. *Arch. Oral Biological.*, 59, 1001–1012.

Panfilov, P.; Zaytsev, D.; Antonova, O.V.; Alpatova, V.; Kiselnikova, L.P. (2016).The Difference of Structural State and Deformation Behavior between Teenage and Mature Human Dentin. *International. Journal. Biomaterials*, 2016, 6073051.

Reymus, M.; Stawarczyk, B.; Winkler, A.; Ludwig, J.; Kess, S.; Krastl, G.; Krug, R. .(2020). A critical evaluation of the material properties and clinical suitability of in-house printed and

commercial tooth replicas for endodontic training. *International. Endodontic. Journal*, 53, 1446–1454.

Reymus, M.; Liebermann, A.; Diegritz, C.; Kessler, A. (2021). Development, and evaluation of an interdisciplinary teaching model via 3D printing. *Clinical. Exp. Dental. Restaurative*, 7, 3–10.

Kroger, E.; Dekiff, M.; Dirksen, D. (2017). 3D printed simulation models based on real patient situations for practical practice. *European. Journal. Dental. Education*, 21, E119–E125.

Kolling, M.; Backhaus, J.; Hofmann, N.; Kess, S.; Krastl, G.; Soliman, S.; Konig, S. (2021). Students' perception of three-dimensionally printed teeth in endodontic training. *European. Journal. Dental. Education*.

Ordinola-Zapata, R.; Bramante, C.M.; Duarte, M.A.; Cavenago, B.C.; Jaramillo, D.; Versiani, M.A. (2014). Ability to form reciprocal adaptive systems and TF in severely curved canals of fast molar replicas based on microCT prototypes. *Journal. Applied. Oral Science*, 22, 509–515.

Drukteinis, S.; Bilvinaite, G.; Tusas, P.; Shemesh, H.; Peciuliene, V. (2021). Microcomputed tomographic assessment of the single cone root canal fillings performed by undergraduate student, postgraduate student, and specialist endodontist. *Journal Clinical. Medicine*, 10, 1080.

Liang, X.; Liao, W.; Cai, H.; Jiang, S.; Chen, S. (2018). 3D-Printed Artificial Teeth: Accuracy and Application in Root Canal Therapy. *Journal. Biomedical. Nanotechnology*, 14, 1477–1485.

Cui, Z.; Wei, Z.; Du, M.; Yan, P.; Jiang, H. (2018). Shaping ability of protaper next compared with waveone in late-model three-dimensional printed teeth. *BMC Oral Healthy*, 18, 115.

McMichael, G. E., Primus, C. M., & Opperman, L. A. (2016). Dentinal Tubule Penetration of Tricalcium Silicate Sealers. *Journal of endodontics*, 42(4), 632–636.

Santos-Junior, A. O., Tanomaru-Filho, M., Pinto, J. C., Tavares, K. I. M. C., Torres, F. F. E., & Guerreiro-Tanomaru, J. M. (2021). Effect of obturation technique using a new bioceramic sealer on the presence of voids in flattened root canals. *Brazilian oral research*, 35, e028.

Wiesse, P.E.B.; Silva-Sousa, Y.T.; Pereira, R.D.; Estrela, C.; Domingues, L.M.; Pecora, J.D.; Sousa-Neto, M.D.(2018). Effect of ultrasonic and sonic activation of root canal sealers on the push-out bond strength and interfacial adaptation to root canal dentine. *International Endodontic Journal*, 51, 102–111.

Camilleri, J.; Grech, L.; Galea, K.; Keir, D.; Fenech, M.; Formosa, L.; Damidot, D.; Mallia, B.(2014). Porosity and root dentine to material interface assessment of calcium silicate-based root-end filling materials. *Clinical Oral Investigation*, 18, 1437–1446.

Drukteinis, S.; Peciuliene, V.; Shemesh, H.; Tusas, P.; Bendinskaite, R. (2019) Porosity distribution in apically perforated curved root canals filled with two different calcium silicate-based materials and techniques: A micro-computed tomography study. *Materials* , 12, 1729.

Moinzadeh, A.T., Zerbst, W., Boutsoukis, C., Shemesh, H. & Zaslansky, P. (2015) Porosity distribution in root canals filled with gutta percha and calcium silicate cement. *Dental Materials*, 31, 1100–1108.

El-Ma'aita AM, Qualtrough AJ, Watts DC (2012) A microcomputed tomography evaluation of mineral trioxide aggregate root canal fillings. *Journal of Endodontics* 38, 670–2.

Parashos, P.; Phoon, A.; Sathorn, C.(2014). Effect of ultrasonication on physical properties of mineral trioxide aggregate. *Biomedical Restorative International*, 2014, 191984.

Estevez, R., Conde, A. J., Valencia de Pablo, O., de la Torre, F., Rossi-Fedele, G., & Cisneros, R. (2017). Effect of Passive Ultrasonic Activation on Organic Tissue Dissolution from Simulated Grooves in Root Canals Using Sodium Hypochlorite with or without Surfactants and EDTA. *Journal of endodontics*, 43(7), 1161–1165.

Al-Haddad, A.; Abu Kasim, N.H.; Che Ab Aziz, Z.A. (2015) Interfacial adaptation and thickness of bioceramic-based root canal sealers. *Dental Materials Journal*, 34, 516–521.

De-Deus, G. (2012). Research that matters-root canal filling and leakage studies. *Int. Endod. J.* 2012, 45, 1063–1064.

Coronas, V.S.; Villa, N.; Nascimento, A.L.D.; Duarte, P.H.M.; da Rosa, R.A.; Só, M.V.R. (2020). Dentinal tubule penetration of a calcium silicate-based root canal sealer using a specific calcium fluorophore. *Brazilian Dental Journal*, 31, 109–115.

Furtado, T.C.; de Bem, I.A.; Machado, L.S.; Pereira, J.R.; Marcus Vinícius Reis, S.; da Rosa, R.A. (2021) Intratubular penetration of endodontic sealers depends on the fluorophore used for CLSM assessment. *Microscopical. Restaurative. Technological*, 84, 305–312.

Donnermeyer, D., Schmidt, S., Rohrbach, A., Berlandi, J., Bürklein, S., & Schäfer, E. (2021). Debunking the Concept of Dentinal Tubule Penetration of Endodontic Sealers: Sealer Staining with Rhodamine B Fluorescent Dye Is an Inadequate Method. *Materials (Basel, Switzerland)*, 14(12), 3211.

Celikten, B., Jacobs, R., de Faria Vasconcelos, K., Huang, Y., Shaheen, E., Nicolielo, L. F. P., & Orhan, K. (2019). Comparative evaluation of cone beam CT and micro-CT on blooming artifacts in human teeth filled with bioceramic sealers. *Clinical oral investigations*, 23(8), 3267–3273.

Celikten, B., Jacobs, R., deFaria Vasconcelos, K., Huang, Y., Nicolielo, L. F. P., & Orhan, K. (2017). Assessment of Volumetric Distortion Artifact in Filled Root Canals Using Different Cone-beam Computed Tomographic Devices. *Journal of endodontics*, 43(9), 1517–1521.

Orhan, K., Jacobs, R., Celikten, B., Huang, Y., de Faria Vasconcelos, K., Nicolielo, L. F. P., Buyuksungur, A., & Van Dessel, J. (2018). Evaluation of Threshold Values for Root Canal Filling Voids in Micro-CT and Nano-CT Images. *Scanning*, 2018, 9437569.

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*. 2016; 38:133–40.

Keleş, A., Torabinejad, M., Keskin, C., Sah, D., Uzun, İ., & Alçin, H. (2018). Micro-CT evaluation of voids using two root filling techniques in the placement of MTA in mesial root canals of Vertucci type II configuration. *Clinical oral investigations*, 22(5), 1907–1913.

ANEXOS

8.1 Anexo 1: Tablas de estadística

Aquí se presentan las tablas y gráficos de estadísticas, utilizados durante el análisis de los resultados, que no se han incluido ya previamente en el epígrafe 4: Resultados.

		Mean Difference	SE	t	P _{tukey}	P _{bonf}
CONDUCTO	ISTMO	22.528	1.581	14.250	< .001	< .001

Tabla 4: Aplicación de la prueba Bonferroni respecto al volumen total de material en mm³ en una comparativa entre conductos e istmo en el que se observa que hay diferencias significativas.

T.cnica	Marginal Mean	95% CI for Mean Difference		SE
		Lower	Upper	
1	14.191	11.446	16.936	1.369
2	12.091	9.346	14.836	1.369
3	12.845	10.100	15.589	1.369

Tabla 5: Descriptivo de las medias marginales respecto al volumen total de material en mm³ en los conductos e istmo con respecto a los distintos grupos de estudio.

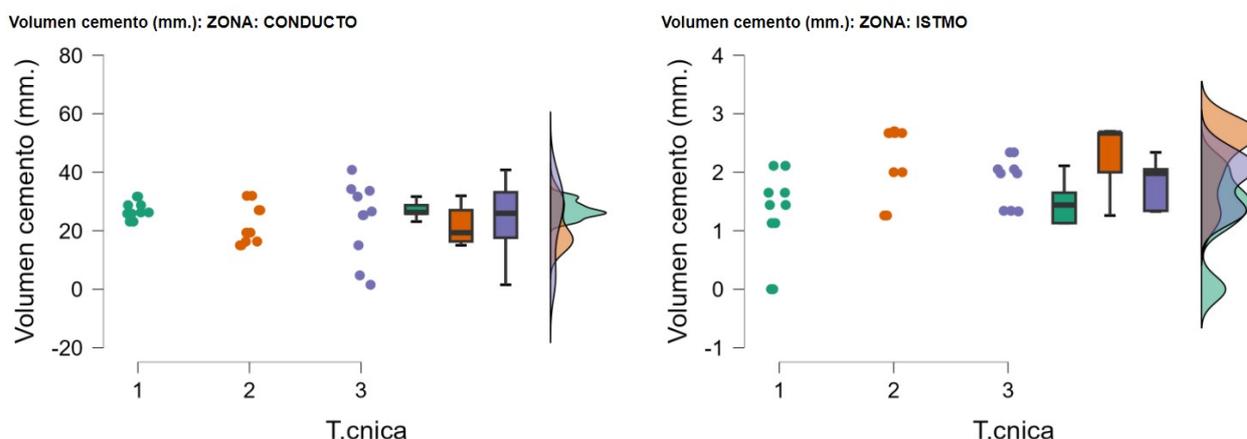
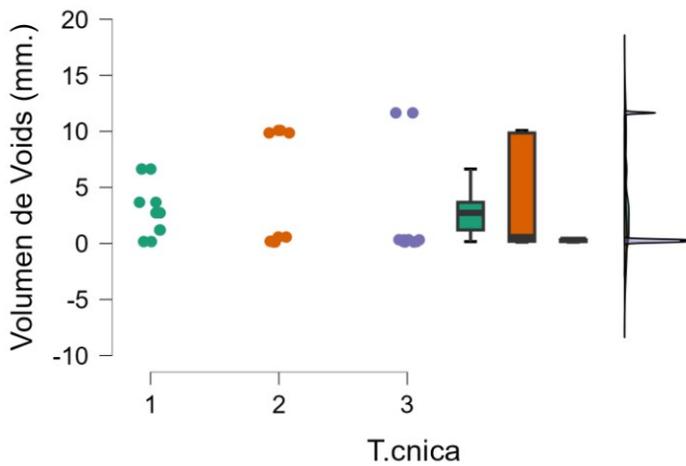


Tabla 6: Gráficos Raincloud plots que describen el volumen de material en mm³ en los conductos y istmo por separado con respecto a los distintos grupos de estudio.

Volumen de Voids (mm.): ZONA: CONDUCTO



Volumen de Voids (mm.): ZONA: ISTMO

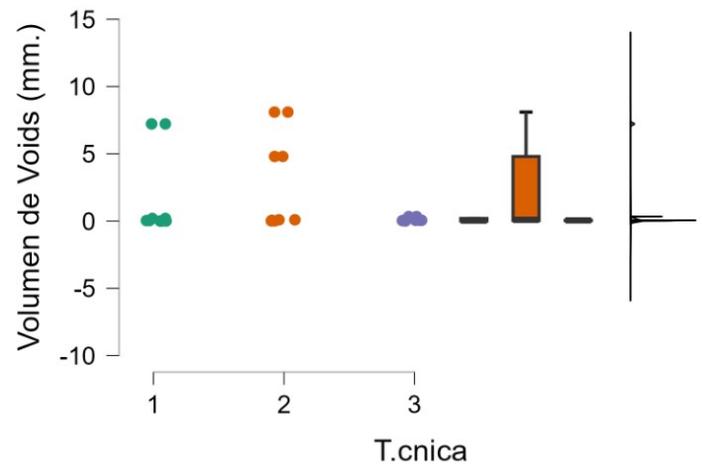


Tabla 10: Gráficos Raincloud plots que describen el volumen de voids en mm³ en los conductos y istmo por separado con respecto a los distintos grupos de estudio.

		Mean Difference	95% CI for Mean Difference		SE	t	P _{bonf}
			Lower	Upper			
1 CONDUCTO	2 CONDUCTO	11.834	4.272	19.396	2.560	4.624	< .001
	3 CONDUCTO	14.162	6.600	21.724	2.560	5.533	< .001
	1 ISTMO	13.864	6.302	21.426	2.560	5.417	< .001
	2 ISTMO	10.196	2.634	17.758	2.560	3.984	0.003
	3 ISTMO	15.621	8.059	23.183	2.560	6.103	< .001
2 CONDUCTO	3 CONDUCTO	2.328	-5.234	9.890	2.560	0.910	1.000
	1 ISTMO	2.030	-5.532	9.592	2.560	0.793	1.000
	2 ISTMO	-1.638	-9.200	5.924	2.560	-0.640	1.000
	3 ISTMO	3.787	-3.775	11.349	2.560	1.480	1.000
3 CONDUCTO	1 ISTMO	-0.298	-7.860	7.264	2.560	-0.116	1.000
	2 ISTMO	-3.966	-11.528	3.596	2.560	-1.550	1.000
	3 ISTMO	1.459	-6.103	9.021	2.560	0.570	1.000
1 ISTMO	2 ISTMO	-3.668	-11.230	3.894	2.560	-1.433	1.000
	3 ISTMO	1.757	-5.805	9.319	2.560	0.687	1.000
2 ISTMO	3 ISTMO	5.425	-2.137	12.987	2.560	2.120	0.580

Tabla 15: Descriptivo de las medias marginales respecto al % total de voids en los conductos e istmo con respecto a los distintos grupos de estudio. Comparación con respecto de los distintos grupos.

ZONA	T.cnica	Marginal Mean	95% CI for Mean Difference		SE
			Lower	Upper	
CONDUCTO	1	17.634	14.005	21.263	1.810
ISTMO		3.770	0.141	7.399	1.810
CONDUCTO	2	5.800	2.171	9.429	1.810
ISTMO		7.438	3.809	11.067	1.810
CONDUCTO	3	3.472	-0.157	7.101	1.810
ISTMO		2.013	-1.616	5.641	1.810

Tabla.16: Descriptivo de las medias marginales respecto al % total de voids en los conductos e istmo con respecto a los distintos grupos de estudio.

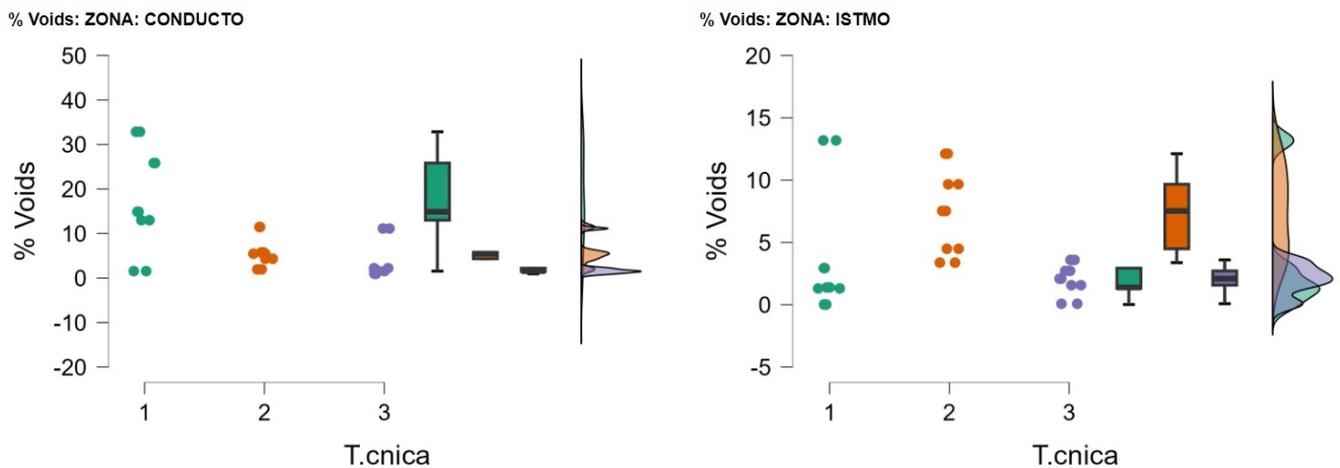


Tabla 17: Gráficos Raincloud plots que describen el porcentaje de voids en los conductos y en el istmo por separado con respecto a los distintos grupos de estudio.