

Porosidad del agregado trióxido mineral. Una revisión sistemática

Mineral trioxide aggregate porosity. A systematic review

Elisa Martínez Hernández¹, Inmaculada Pérez Pujalte², Ana Hernández Fernández³, Concepción Germán Cecilia⁴, Esther Fernández Miñano⁵, Antonio J. Ortiz Ruiz⁶

¹Profesora Asociada. Facultad de Odontología, Universidad de Murcia, ²Alumna de Grado. Facultad de Odontología, Universidad de Murcia, ³Profesora Asociada. Facultad de Odontología, Universidad de Murcia, ⁴Profesora Asociada. Facultad de Odontología, Universidad de Murcia, ⁵Profesora Asociada. Facultad de Odontología, Universidad de Murcia, ⁶Profesor Titular. Facultad de Odontología, Universidad de Murcia

RESUMEN

Objetivo: Los materiales que se emplean para procedimientos dentales en los que el material contacta directamente con el tejido pulpar y tejidos periodontales han de cumplir una serie de propiedades, entre ellas la biocompatibilidad. A su vez, han de ser materiales que eviten el paso de fluidos y microorganismos con el fin de preservar las condiciones óptimas de los tejidos. El objetivo de esta revisión sistemática fue evaluar la porosidad de los diferentes cementos de agregado trióxido mineral (MTA).

Método: Dos investigadores realizaron búsquedas avanzadas en: *PubMed Central, PubMed, Web of Science, Scopus, Cochrane Library, Science Direct y Science Database (Proquest)* siguiendo los criterios PRISMA. Los criterios de inclusión contemplaban los estudios *in vitro*, publicados en inglés desde enero de 1993 hasta abril de 2019, que analizaran y midieran la porosidad del MTA. Se excluyeron los estudios *in vivo*, piloto, editoriales, cartas, revisiones sistemáticas, reseñas literarias, resúmenes de conferencias y trabajos de fin de grado.

Resultados: Un total de 853 artículos resultó de la búsqueda inicial, de los que solo 19 pasaron los criterios de inclusión, exclusión y el análisis del riesgo de sesgo. En ellos, se analizan distintas técnicas de condensación del MTA, radiopacificadores, sustratos, etc., en busca de materiales que presenten menor porosidad.

Conclusiones: La elevada heterogeneidad de los estudios sobre porosidad y el hecho de que éstos no estén estandarizados, puede condicionar la validez externa o generalización de los resultados entre los distintos investigadores para un mismo material y procedimiento. En los estudios que realizan una comparación entre varios materiales, concluyen que tanto MTA ProRoot® y Biodentine™ obtuvieron mejores resultados en cuanto a porosidad. Número de solicitud (PROSPERO): 124340.

Palabras clave: agregado trióxido mineral; MTA; porosidad; cemento portland.

ABSTRACT

Objective: Materials used for dental procedures in which the material directly contacts the pulp and periodontal tissues must have a series of characteristics, such as biocompatibility. Equally, they must be materials that prevent the passage of fluids and microorganisms aiming at keeping the optimal conditions of the tissues intact. The objective of this systematic review was to evaluate the porosity of the different cements of mineral trioxide aggregate (MTA).

Method: Two researchers conducted advanced searches in: *PubMed Central, PubMed, Web of Science, Scopus, Cochrane Library, ScienceDirect and ScienceDatabase (Proquest)* following the PRISMA criteria. Inclusion criteria took into account *in vitro* studies, published in English from January 1993 to April 2019, to analyse and measure the porosity of the MTA. *In vivo* and pilot studies were excluded, as well as editorials, letters, systematic reviews, literary reviews, conference abstracts and dissertations.

Results: A total of 853 articles resulted from the initial search, of which only 19 met the criteria for inclusion, exclusion and analysis of the risk of bias. In them, different condensation techniques of the MTA, radiopacifiers, substrates, etc., are analysed in quest of materials with less porosity.

Conclusions: The high heterogeneity of the studies on porosity and the fact that they are not standardised, can condition the external validity or generalisation of the results among the different researchers for the same material and procedure. In the studies that make a comparison between several materials, they conclude that both MTA ProRoot® and Biodentine™ obtained better outcomes in terms of porosity as compared with other marketed brands. Application number (PROSPERO): 124340.

Key words: mineral trioxide aggregate; MTA; porosity; portland cement.

Correspondencia: Departamento de Dermatología, Estomatología, Radiología y Medicina Física, Facultad de Odontología, Universidad de Murcia, Clínica Odontológica Universitaria, 2ª planta (Hospital Morales Meseguer), Av. Marqués de los Vélez, s/n, 30008 Murcia.

INTRODUCCIÓN

El material ideal para el tratamiento de las perforaciones de furca/raíz o pequeñas exposiciones pulpares accidentales debe ser no-tóxico, bacteriostático y no reabsorbible; debe promover la cicatrización tisular, además de proveer un sellado hermético óptimo. Dentro de los diferentes materiales que se han empleado para este propósito se encuentra el agregado de trióxido mineral (MTA)¹.

El MTA fue descrito, por primera vez, en 1993 por Torabinejad et al¹. Pero el uso del MTA no se aprobó hasta 1998 por la U.S. Food and Drug Administration (Administración o Federación de Drogas y Alimentos de Estados Unidos)². La marca comercial pionera fue ProRoot® (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, Oklahoma, USA). En 2001, se lanzó al mercado el MTA-Angelus® (Angelus Odonto-Logika, Londrina, Paraná, Brasil). Ambos, parten de la composición química básica del cemento Portland tipo 1, un cemento común en la construcción³.

Para superar las desventajas del MTA, se introdujo un material a base de silicato de calcio conocido como Biodentine™ (BD; Septodont, Saint Maur Des FOSSES, Francia)⁴. Se comprobó que la dureza, la adhesión a dentina y la capacidad de sellado del MTA y Biodentine™ se redujeron después de la colocación en un ambiente ácido⁵. Para superar los inconvenientes, se introdujo un nuevo material; EndoSequence® Root Repair Material (ERRM; Brasseler, Savannah, GA)⁶ es biocompatible, hidrofílico, insoluble, radiopaco y sin aluminio. Tiene un alto pH y tiempo de trabajo de casi 30 minutos, unas propiedades físicas comparables a MTA y Biodentine™⁴.

TheraCal™ LC (Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA) apareció como un nuevo material a base de relleno de silicato de calcio modificado con resina fotopolimerizable, diseñado para el recubrimiento directo e indirecto de la pulpa. También muestra enlaces fisicoquímicos a la dentina, buena capacidad de sellado y es bien tolerado por los odontoblastos⁷.

El agregado de trióxido mineral (MTA) es una mezcla mecánica de tres ingredientes en polvo: cemento Portland (75%), óxido de bismuto (20%) y yeso (5%). El componente principal es el cemento Portland, una mezcla de silicato dicálcico, silicato tricálcico, aluminato tricálcico y aluminoferrita tetracálcica. Como los silicatos de calcio no son radiopacos, se añadió un agente radiopaco, el óxido de bismuto^{8,9}. Pero el óxido de bismuto puede ejercer cierta toxicidad y afectar negativamente al crecimiento y la proliferación de las células de la pulpa dental humana¹⁰. Por ello, se han realizado estudios introduciendo otros radiopacificadores como el óxido de zirconio, que se introdujo

inicialmente como biomaterial para su uso en implantes de cadera u otros implantes en cirugía ortopédica debido a su dureza, alta densidad y buena resistencia al desgaste. En odontología, el óxido de zirconio estabilizado con itrio se usa, generalmente, para reemplazar la estructura metálica en coronas y puentes¹¹.

El MTA blanco se desarrolló y comercializó para sustituir al MTA gris cuando existía un compromiso estético, debido a que la presentación del MTA gris era propensa a pigmentar la estructura dentaria, por lo que se introdujo una reducción de forma significativa en la proporción del compuesto de ferroaluminato tetracálcico ($4\text{CaO}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{Fe}_2\text{O}_3$)^{12,13}.

Resistencia a la compresión

La resistencia a la compresión es un factor importante que debemos tener en cuenta cuando colocamos un material de obturación en una cavidad que soporta cargas oclusales. En este sentido, Torabinejad et al. determinaron la resistencia a la compresión del MTA (Loma Linda University, Loma Linda, CA), amalgama, IRM® y SuperEBA®. Los resultados demostraron que, MTA inicialmente presentaba la resistencia a la compresión más baja entre los materiales probados, pero su valor aumentó considerablemente con el transcurso del tiempo. Se encontró un incremento de la resistencia a la compresión del MTA tras colocarlo bajo condiciones de humedad durante 3 semanas, asumiendo que bajo estas condiciones, la hidratación adicional del MTA puede incrementar la fuerza compresiva y disminuir la microfiltración¹⁴.

Porosidad del MTA

La porosidad de un material afecta a sus propiedades físicas¹⁵, entre otras, está relacionada con la solubilidad, degradación y longevidad del cemento¹⁶.

El sellado hermético tridimensional del canal radicular es uno de los objetivos principales de los tratamientos realizados con MTA. Es esencial un sellado hermético apical, lateral y coronal, para prevenir la recontaminación bacteriana y favorecer el éxito clínico a largo plazo^{17,18}. El sellado inadecuado puede provocar un movimiento de fluidos hacia los defectos en el material, lo que induce una reacción crónica inflamatoria periapical y compromete el éxito del tratamiento¹⁹.

Teniendo en cuenta que el tamaño promedio de *Enterococcus faecalis* (bacteria que se encuentra con mayor prevalencia en los casos de fracaso de tratamientos pulpares) es de 0,6 a 2,5 μm , es realmente importante conocer el tamaño de los poros de los materiales dentales de sellado²⁰.

Las propiedades de sellado de los cementos de silicato de calcio se deben a la reacción de hidratación progresiva de los iones ortosilicato (SiO_4)⁴. Cuando las partículas de silicato de calcio reaccionan con los líquidos (agua), se forma un gel de hidrato de silicato de calcio amorfo (gel CSH ($\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$)), nanoporoso sobre las partículas de cemento, mientras que el hidróxido de calcio (Ca(OH)_2) (portlandita) se hidrata y crece en los huecos y poros disponibles²¹. El gel CSH polimeriza y endurece con el tiempo, formando una red sólida, que se asocia con una mayor resistencia mecánica²¹.

Se han descrito varios métodos de prueba para evaluar la calidad de sellado de los canales radiculares obturados. El más popular es la prueba de penetración de tinte. Se usa comúnmente porque es fácil de realizar y no requiere métodos sofisticados¹⁸.

Otros autores, utilizan los *principios de Arquímedes* y sencillas ecuaciones matemáticas, mediante los cuales es posible conocer la porosidad de los materiales. El procedimiento debe ser exhaustivo, las muestras han de ser pesadas en balanzas de precisión^{11,22-27}.

Otro método para determinar la porosidad de los materiales es la *porosimetría de intrusión de mercurio* (MIP)¹⁵. Esta técnica estima la porosidad en función del comportamiento de un líquido no humectante (mercurio), que no entra en los poros de manera espontánea, sino que es forzado a entrar en ellos por una presión externa (Fig.1).

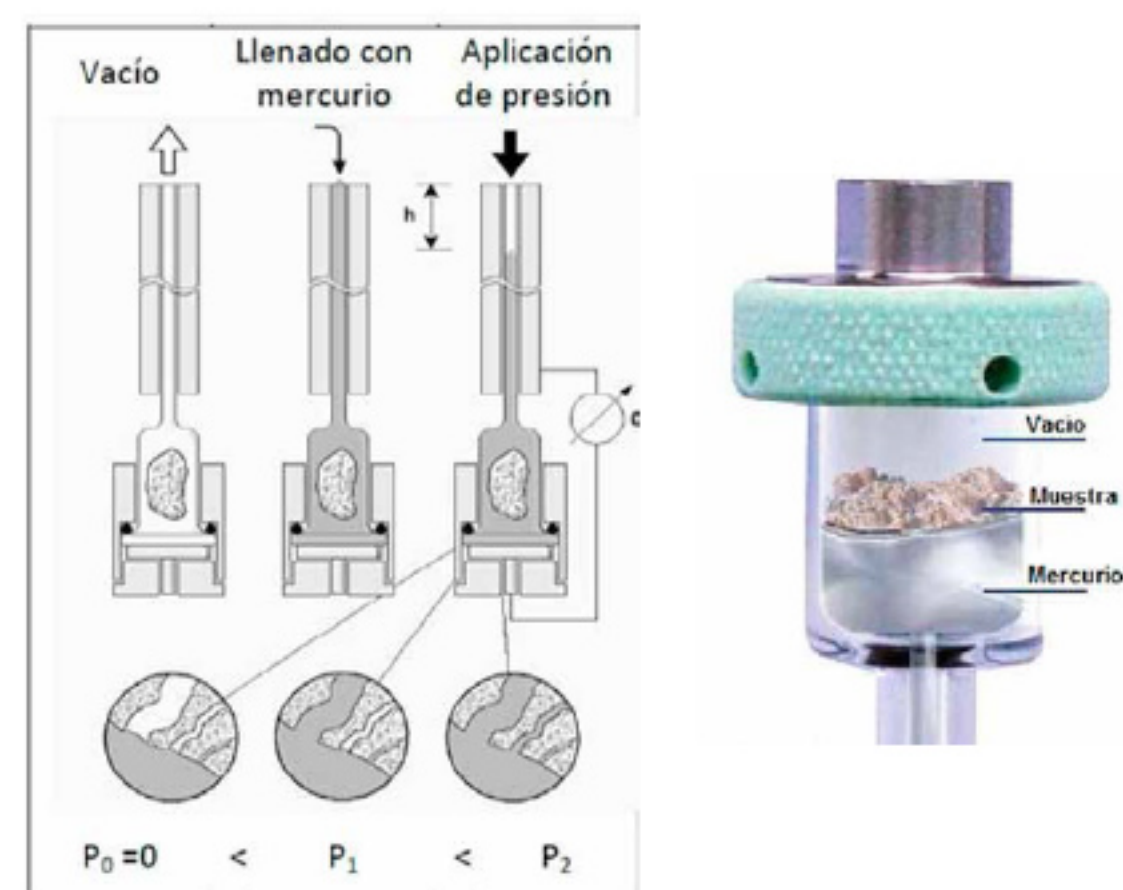


Fig. 1. Esquema del procedimiento realizado por penetrómetro de mercurio³⁴.

El método MIP tiene ciertas limitaciones intrínsecas, porque el mercurio debe pasar a través de los poros más estrechos que conectan la red de poros y, por tanto, no

puede proporcionar una verdadera distribución de tamaño de poro²⁸. Debe tenerse en cuenta que la MIP mide el diámetro de la entrada de poro en lugar del propio diámetro del poro y, por tanto, las cavidades grandes conectadas por conductos más pequeños se registran como porosidad²⁹.

La técnica fisisorción de gases es la más usual en la determinación de áreas superficiales y distribución de tamaños de poros de sólidos. Esta técnica se basa en la adsorción de nitrógeno a 77 K. Las isothermas obtenidas (representación del volumen de nitrógeno fisisorbido en el sólido respecto a la presión relativa de nitrógeno) corresponden al proceso de adsorción y desorción del gas en el sólido³⁰.

En la porosimetría de intrusión de mercurio (MIP), el rango de detección de poros es desde 3 nm (nanómetros) a 200 μm (micras), mientras que el de las *isothermas de adsorción/desorción de N_2* (nitrógeno) es de 0,3 nm a 300 nm. De manera que las isothermas de adsorción/desorción de N_2 pueden detectar los poros pequeños que no pudieron detectarse por porosimetría de intrusión de mercurio³¹.

La porosidad de los materiales endodónticos también puede evaluarse utilizando microscopía³². Sin embargo, esta técnica produce datos bidimensionales y puede ser inexacta para mostrar la porosidad interna del material³³.

La tomografía microcomputada (micro-CT) se puede usar como un método alternativo para evaluar la porosidad y la distribución del tamaño de los poros dentro del material³⁴.

Los procedimientos de preparación para el análisis de microscopía electrónica de barrido (SEM) llevan tiempo (procedimientos de deshidratación y procedimientos de recubrimiento) y el inconveniente es que pueden crear artefactos que podrían afectar y alterar la morfología de la superficie de las muestras³⁵.

Se ha propuesto la *microscopía electrónica de barrido ambiental*, relacionada con el análisis de rayos X de dispersión de energía (Environmental Scanning Electron Microscopy (ESEM) and Energy Dispersive X-ray (-EDX))^{36,37}.

La hidratación de estos cementos también se puede estudiar *in situ* y en tiempo real, mediante *espectroscopia Micro-Raman*, sin manipulación de muestras e interferencia mínima del agua ambiental³⁸. Esta técnica permite la detección de los cambios en la composición química en una microescala, ya que el tamaño del punto de iluminación láser (es decir, la fuente de excitación) es del orden de unos pocos micrones. Los espectros Micro-Raman se obtienen utilizando un láser cerrado de espectrometría (Jasco NRS-2000C) conectado a un microscopio con un

aumento de x20. En estas condiciones, el tamaño del punto de iluminación del láser (es decir, la fuente de excitación) analiza la superficie cubierta por pocos micrones³⁵.

Justificación del estudio

El objetivo de este estudio fue revisar la literatura publicada de porosidad del MTA, comparando los resultados de porosidad de diferentes cementos de agregado trióxido mineral (MTA), directamente relacionada con su capacidad de sellado, su capacidad de aislamiento bacteriano y de fluidos, imprescindible para el éxito de los tratamientos indicados con este material.

Se realizó una revisión sistemática de la literatura de estudios *in vitro* para responder a la pregunta PICO (Paciente-Intervención-Comparación-Resultado cuyas siglas en inglés corresponden a: patient-intervention-comparison-outcome): donde P o población fueron los distintos tipos de cementos de MTA comercializados; la intervención fue la preparación de muestras de MTA; la comparación fue entre los diferentes tipos de MTA y de éstos con otros materiales; y por último, el resultado esperado fue conocer la porosidad de los cementos que ofrecieron mejores resultados.

MATERIAL Y MÉTODO

La revisión sistemática la llevamos a cabo en base al diagrama de flujo de la guía PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses)^{39,40}. La declaración PRISMA consta de una lista de comprobación de 27 elementos y un diagrama de flujo de cuatro fases³⁹.

A lo largo del proceso de elaboración de esta revisión se fue cumplimentando el formulario PROSPERO (International prospective register of systematic reviews) perteneciente al Centro de Revisiones y Difusiones de la Universidad de York (Reino Unido)⁴¹. Nuestra revisión ha sido asignada en PROSPERO con número de solicitud 124340.

Además, para la gestión de todos los artículos y referencias que componen esta revisión se ha utilizado el gestor bibliográfico *Mendeley* (Coopyright © 2019 Mendeley Ltd. Registered office The Boulevard, Langford Lane, Kidlington, Oxford, OX5 1GB, United Kingdom. Registered in England and Wales. Registration number 06419015).

Búsqueda electrónica

Se realizó una búsqueda bibliográfica de artículos publicados desde enero de 1993 hasta abril de 2019 (el MTA aparece por primera vez publicado en 1993), en las principales bases de datos: *PubMed Central*, *PubMed*, *Web of Science*, *Scopus*, *Cochrane Library*, *Science Direc* y *Science Database (Proquest)*.

Los términos de búsqueda en dichas bases de datos fueron: “*Mineral trioxide aggregate*”, “*MTA*”, “*Mineral trioxide aggregate and porosity*”, “*MTA and porosity*”, “*Mineral trioxide aggregate or MTA*”. Se establecieron estrategias de búsqueda electrónica para cada base de datos.

Criterios de inclusión y de exclusión

Los criterios de inclusión contemplaban los estudios *in vitro*, artículos publicados en inglés entre enero de 1993 hasta abril de 2019, cuyos autores analizaran y midieran la porosidad del MTA con métodos estandarizados, bien en los que se comparara con otros materiales dentales, o bien, cuando la comparación se realizara entre distintos tipos de cemento MTA de uso odontológico.

Se excluyeron los estudios *in vivo*, piloto, editoriales, cartas, reseñas literarias, resúmenes de conferencias y trabajos de fin de grado.

Evaluación del riesgo de sesgo

Terminada la selección de los estudios que cumplieran con los criterios de inclusión y exclusión, dos evaluadores (Pérez I., Martínez E.) en forma ciega e independiente, extrajeron los datos de los estudios incluidos en la revisión en su formato de texto completo, y evaluaron el riesgo de sesgo mediante el análisis de calidad de los estudios.

Para comprobar la calidad de los estudios, se realizó una intensa búsqueda en la literatura y en revisiones sistemáticas de estudios *in vitro*, con la necesidad de encontrar alguna escala estandarizada publicada sobre evaluación de la calidad metodológica de artículos científicos. Se observó que pocas revisiones sistemáticas de estudios *in vitro* describieran un protocolo establecido, omitiendo en la mayoría de los casos esta información. Hasta el momento, no ha habido guías validadas o lista de verificación para estudios *in vitro*⁴².

Tras la búsqueda sin éxito de una escala estandarizada de criterios de calidad que sirviera de guía en esta revisión, se decidió establecer una serie de ítems basados en los propios estudios, con el fin de valorar de manera adecuada la calidad de cada uno de los artículos seleccionados.

Se optó por la división en tres bloques para el análisis de calidad de los estudios seleccionados; tamaño de la muestra, calidad del método y análisis de los resultados. Dentro de cada bloque se establecieron unos ítems o criterios, los cuales se valoraron con “Y” (Yes) o “N” (No), en función de si los autores especificaban o no el criterio concreto; si no era posible encontrar la información, el artículo recibía un “N” (no), siguiendo la estructura que adoptó para su estudio Sarkis-Onofre, al crear como en este caso su propia escala⁴³. Los artículos podían obtener hasta un máximo de **ocho “Y” (Yes)**. Los artículos que obtuvieron

entre cuatro y ocho criterios serían considerados de alta calidad, mientras que los artículos que obtuvieron entre uno y tres criterios fueron considerados de baja calidad.

RESULTADOS

De la búsqueda inicial en las siete bases de datos con la estrategia de búsqueda antes descrita y siguiendo el PRISMA^{39,40}, se obtuvo como resultado un total de 853 artículos.

El diagrama de flujo de la selección final se dividió en tres etapas (Fig. 2). Al emplear la escala de calidad en los 31 artículos seleccionados, quedaron incluidos para la revisión 19 artículos, 12 fueron descartados por obtener menos de 4 puntos (Tabla 1).

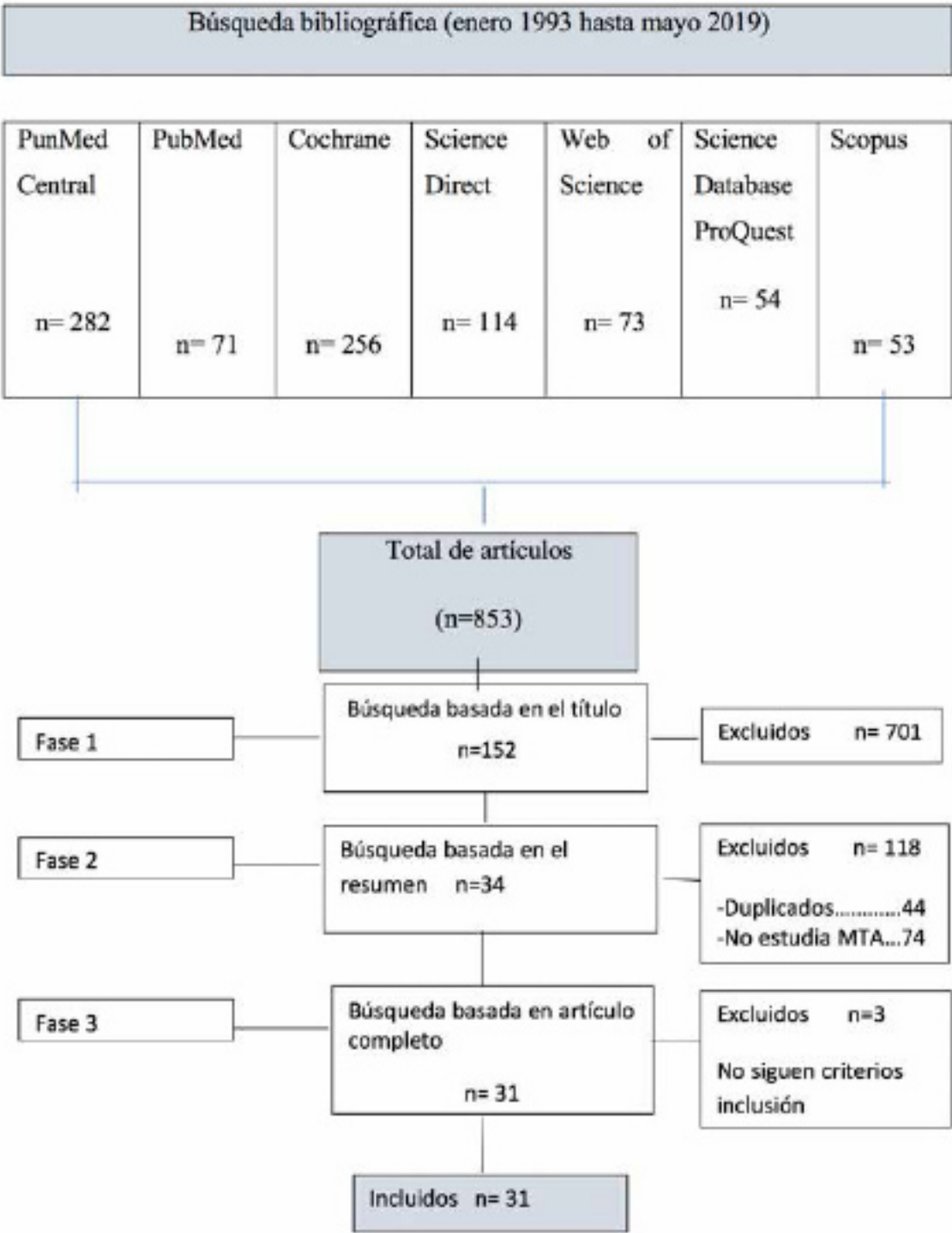


Fig. 2. Diagrama de flujo de selección de los artículos por PRISMA.

CRITERIOS DE CALIDAD										
ESTUDIO	MUESTRA		CALIDAD DEL MÉTODO DE ESTUDIO		ANÁLISIS DE LA MUESTRA				Puntuación Final	REF.
	1	2	3	4	5	6	7	8		
Antonijevic et al, 2013	N	Y	N	Y	Y	N	Y	Y	5	(22)
Basturk et al, 2014	N	N	N	Y	Y	N	Y	N	3	(60)
Chang, 2018	N	N	N	Y	N	N	Y	N	2	(61)
Coomaraswamy et al, 2007	N	N	N	Y	Y	N	N	N	2	(16)
Cutajar te al, 2011	Y	N	Y	Y	Y	N	N	Y	5	(11)
De Bruyne et al, 2006	y	N	N	Y	Y	N	N	N	3	(62)
De Souza et al, 2013	N	N	Y	Y	N	N	N	N	2	(34)
EL-Ma´alta et al, 2012	N	N	Y	Y	Y	N	Y	N	4	(46)
Fitha et al, 2018	N	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	6	(47)
Formosa et al, 2014	N	N	N	Y	N	N	Y	Y	3	(62)
Friland et al, 2003	N	N	Y	Y	Y	N	N	N	3	(63)
Gandolfi et al, 2013	N	Y	Y	Y	Y	N	N	N	4	(50)
Gandolfi et al, 2014	N	N	N	Y	N	N	Y	Y	3	(65)
Gandolfi et al, 2015	Y	N	Y	Y	Y	N	Y	Y	6	(24)
Guerrero et al, 2018	N	N	Y	Y	Y	N	Y	N	4	(52)
Guerrero et al, 2018	N	N	Y	Y	Y	N	Y	N	4	(51)
Guimarães et al, 2017	Y	N	Y	Y	Y	N	Y	Y	6	(25)
Guo et al, 2016	N	N	N	Y	Y	N	Y	Y	4	(26)
Khalil et al, 2014	N	N	Y	Y	Y	N	N	N	3	(66)
Marciano et al, 2016	N	N	Y	Y	Y	N	Y	Y	5	(49)
Marciano et al, 2016	N	N	N	Y	Y	N	N	Y	3	(67)
Namazikhah et al, 2008	N	N	Y	Y	Y	N	N	N	3	(68)
Saghiri et al, 2012	Y	N	Y	Y	Y	N	Y	N	5	(15)
Saghiri et al, 2012	y	N	Y	y	y	N	y	y	6	(56)
Saghiri et al, 2017	N	N	Y	Y	Y	N	Y	Y	5	(55)
Siboni et al, 2017	N	N	Y	Y	Y	N	Y	N	4	(54)
Sisli et al, 2017	Y	Y	N	Y	Y	N	Y	Y	6	(48)
Tanomaru et al, 2017	N	Y	N	Y	Y	N	Y	N	4	(44)
Torres et al, 2018	N	N	N	Y	Y	N	N	Y	3	(68)
Xuereb et al, 2015	N	N	N	Y	Y	N	Y	Y	4	(45)
Zakizadeh et al, 2008	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	7	(53)

Criterios que seguimos para evaluar la calidad metodológica de los artículos: tamaño de la muestra (1); aleatorización (2); manipulación de la muestra (3); estandarización maquinaria (4); análisis estadístico (5); ceguera de estudio (6); declaración de conflicto de intereses (7) y financiación (8).

Tabla 1. Riesgo de sesgo de los estudios incluidos (según los criterios indicados en el apartado de material y método).

Para el análisis de los resultados se utilizó un cuadro resumen (Tabla 2). El período de tiempo de los artículos de la revisión abarcaba desde 2003 a 2018. En todos ellos se especifica que se trataba de estudios *in vitro*, que utilizaron protocolos o maquinaria estandarizada para realizar

sus investigaciones y la mayoría de los autores indicaban que siguieron las instrucciones del fabricante para elaborar las muestras. Por otro lado, prácticamente todos los artículos tenían un análisis estadístico aplicado a sus resultados.

Resumen de los estudios de alta calidad sobre porosidad del MTA							
ESTUDIO	Referencia	Tamaño y tipo de muestra	Tipo de material	Maquinaria utilizada	Obtención de resultados	Hallazgos	Valores P
Antoniijevic et al, 2013	(22)	n=44	PC + 10, 20, 30 % del peso de la muestra de: óxido de bismuto (Bi ₂ O ₃), óxido de zirconio (ZrO ₂) o fluoruro de iterbio (YbF ₃). Grupo Control: ProRoot® MTA (Dentsply, Tulsa, OK, USA) y PC.	Porosímetro de intrusión de mercurio a alta presión (Carlo Erba Porosimeter 2000).	Los datos fueron sometidos al test Kolmogorov–Smirnov (P <0.05). Análisis unidireccional de la varianza (ANOVA). Prueba de Tukey, para la comparación de las diferencias entre los grupos (p <0,05). Estadística 8.0 (Stat Soft, Inc., Tulsa, OK, USA) Para todos análisis estadísticos.	* La porosidad de ProRoot® MTA fue estadísticamente insignificante relación al PC con una adición del 20% de Bi ₂ O ₃ * Tanto ZrO ₂ como YbF ₃ aumentaron la porosidad de PC en menor medida que Bi ₂ O ₃ * Según los parámetros analizados, el cemento con la adición de YbF ₃ plantea la estructura porosa más deseable.	P <0.05
Cutajar et al, 2011	(11)	n=12	PC blanco + 10, 20, 30, 40, 50 % del peso de la muestra de: óxido zirconio (ZrO ₂) y diferentes proporciones de agua. Grupo Control: ProRoot® MTA (Dentsply Tulsa Dental, Johnson City, TN, USA).	Principio de Arquímedes. %porosidad= ((m ₂ /m ₁)-1) x100	Análisis de la distribución normal de Kolmogorov–Smirnov. Análisis unidireccional de la varianza. (ANOVA). (P=0,05)	*La adición de polvo de ZrO ₂ redujo la porosidad en general en las diversas composiciones de PC blanco analizadas. * Una carga de relleno de 30% de ZrO ₂ al cemento PC mezclado en proporción agua / cemento de 0.3 resultó en un material con propiedades comparables a MTA.	P =0,05
EL-Ma’alta et al, 2012	(46)	n=48 dientes humanos	ProRoot® MTA blanco (Dentsply, Tulsa, OK) sobre el que se aplican diferentes técnicas de condensación manual y ultrasónica.	Unidad ultrasónica piezoeléctrica (EMS PiezonMaster 400 ‘Electro Medical Systems, Nyon, Suiza) configurado a 25 kHz. Escaner micro-CT de alta resolución (SkyScan 1072, Kontich, Bélgica) tamaño de píxel 15,19 µm, tiempo de exposición de 3,1 seg Reconstrucción (2D) con software NRecon (SkyScan) y software CTAn y CTVol (SkyScan) para modelos (3D).	Para cada grupo, se calcularon la media, la mediana y la desviación estándar. El análisis de varianza unidireccional y las pruebas post hoc de Bonferroni se utilizaron para determinar cualquier diferencia estadísticamente significativa en P<.05 entre los 4 grupos utilizando el software SPSS versión 16 (SPSS Inc, Chicago, IL).	*MTA ProRoot® condensado manualmente mostró menor cantidad de vacíos que el resto de los grupos condensados con ultrasonidos. *De los condensados con ultrasonidos obtuvieron mejores resultados la activación ultrasónica de 5 y 10 segundos.	P <0.05 P <0.05
Fitha et al, 2018	(47)	n=40 dientes humanos	MTA Flow™, (Ultradent, South Jordan, UT). Con condensación manual y ultrasónica indirecta.	Unidad ultrasónica (EndoSuccess™ # AS3D, 3 mm), inmersión en tinta de los dientes y observación con MEB con aumento de 63x (SteREO Discovery. V12, Carl Zeiss).	Análisis estadístico Chi Cuadrado con significancia del 5% (p <0,05) con SPSS 21.	*La técnica de colocación ultrasónica indirecta del MTA modificado tiene mejores resultados en comparación con la técnica manual. Menor microfiltración y espacio entre el material y las paredes dentinales.	P = 0.019

ESTUDIO	Referencia	Tamaño y tipo de muestra	Tipo de material	Maquinaria utilizada	Obtención de resultados	Hallazgos	Valores P
Gandolfi et al, 2013	(50)	n=16 dientes humanos	AH Plus™ (Dentsply De Trey) y MTA Flow™ (Universidad de Bolonia, Bolonia, Italia).	micro-CT (SkyScan 1172; SkyScan, Kontich, Bélgica). La reconstrucción de imágenes se realizó utilizando software (NRecon versión 1.6.2.0; SkyScan).	Análisis unidireccional de la varianza (ANOVA).	*Los huecos en el tercio apical fueron significativamente menores en MTA Flow™ comparado con AH Plus™. Para los tercios coronal y medio no hay diferencias significativas a los 7 días y 6 meses.	P <0.05
Gandolfi et al, 2015	(24)	n= 143	Blomateriales basados en hidróxido de calcio: -Calxyl® -Dycal® -Life® -Lime-Lite™ y silicato de calcio: ProRoot® MTA -MTA Angelus® -MTA Plus™ -Biodentine™ -Tech Biosealer capsing -TheraCal™	Porosidad aparente en centímetros cúbicos o en porcentaje siguiendo el principio de Arquímedes (y de acuerdo con ASTM C373-88).	ANOVA de 2 vías seguido de la prueba RM Student-Newman-Keuls (P <0,05).	*Los valores más altos de porosidad abierta y porosidad aparente se midieron para MTA Angelus®, Tech Biosealer Capping® y ambas formulaciones de MTA Plus™, seguidas de ProRoot® MTA, Biodentine™ y TheraCal™. * Los valores más bajos fueron detectados para Dycal® y Life®.	
Guerrero et al, 2018	(52)	n=16	-ProRoot® MTA blanco -Biodentine™	micro-CT (SkyScan 1174, Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica). Software NRecon (Skyscan) para imágenes 2D y software CTan y CTVol (SkyScan) para 3D.	Prueba "t" de student (SPSS 24.0, SPSS Inc., Chicago, IL).	*Biodentine™ tiene mejores resultados de porosidad; la cantidad de poros por superficie es mucho menor. *El volumen de cada poro por mm³ es más pequeño en Biodentine™. *En Biodentine™ porosidad total también es menor que ProRoot® MTA blanco.	P =0.000 P =0.003 P =0.006
Guerrero et al, 2018	(51)	n=16	-Fillapex -BioRoot™ RCS	micro-CT (SkyScan 1174, Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica), software NRecon (Skyscan) para las imágenes en 2D y el software CTan y CTVol (Bruker SkyScan, Bélgica) par las 3D.	Pruebas "t-" de Student para muestras independientes (SPSS versión 24.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA). P < 0.05 fue considerado estadísticamente significativo.	*MTA Fillapex tiene menos poros por superficie. *MTA Fillapex tiene menor volumen mm³ de poros. *porosidad total también menor que BioRoot™ RCS.	P =0.000 P =0.006 P =0.051
Guimarães et al, 2017	(25)	n=78	-MTA Repair HP -MTA Vitalcem -White MTA Angelus®	porosidad según el principio de Arquímedes .	Pruebas paramétricas de datos (Sigma Stat, San Jose, CA, USA) ANOVA de dos vías seguido de la prueba RM Student-Newman-Keuls (diferencia estadísticamente significativa para p <0.05).	*MTA Angelus® mostró los valores más bajos de solubilidad, volumen de poro abierto, porosidad aparente y absorción de agua. * MTA Repair HP tuvo valores de solubilidad y absorción de agua significativamente más bajos en comparación con MTA Vitalcem.	P <0.05 P <0.05

ESTUDIO	Referencia	Tamaño y tipo de muestra	Tipo de material	Maquinaria utilizada	Obtención de resultados	Hallazgos	Valores P
Guo et al, 2016	(26)	n= NO ESPECIFICA	Endosequence® (masilla ERRM; Brasseler USA, Savannah, GA), ProRoot® MTA gris y blanco (Dentsply Tulsa Dental Specialties). iRoot FS® (Innovative Biocera-mix). IRM® (Dentsply Caulk, Milford, DE, USA).	Se calculó la porosidad siguiendo los principios de Arquímedes sustituyendo agua por queroseno.	Análisis de datos utilizando ANOVA de una vía o dos vías ANOVA con análisis post hoc con software SPSS para Windows 11.0 (Chicago, IL, USA) Nivel de significación de $p < 0,05$.	*No hubo diferencia significativa en la porosidad de los grupos experimentales entre 7 y 28 días. *Endosequence® tenía la mayor resistencia a la compresión y la menor porosidad que el resto de materiales.	$P < 0.05$
Marciano et al, 2016	(49)	n=24	MTA Angelus® (Londrina, Paraná, Brasil) mezclados con: 80% de agua destilada y 20% de propilenglicol. y MTA Angelus® mezclado solo con agua destilada.	Porosímetro de intrusión de mercurio (PoreMaster; Quantachrome Instruments, New York, NY). Picnómetro de gas (Quantachrome Instruments) con helio para determinar la densidad absoluta promedio (g/cm^3).	prueba de "t" no pareada y análisis de D'Agostino y Pearson ($P < .05$).	*La porosidad se redujo entre 1 y 28 días para ambos tipos de cemento. *El propilenglicol aumentó la porosidad en el día 1 con respecto al grupo de agua destilada.	
Saghiri et al, 2012	(15)	n=120	ProRoot® MTA blanco (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK). PC blanco (Saveh white cement, Saveh, Iran).	Las muestras se sumergieron unas en ácido butírico pH de 4.4 y otras en líquido tisular sintético pH = 7.4. Intrusion de mercurio (Porosimeter 2000, Carlo Erba Instruments, Italy).	Análisis estadístico ANOVA. La igualdad de varianzas se evaluó utilizando Leven. Prueba de Tukey post hoc para identificar diferencias entre grupos. Si las varianzas no se exhibieran. Igualdad, se empleó una prueba de Tamhane post hoc.	*El volumen máximo de poros totales se observó en PC blanco a pH 4.4. *el menor volumen de poros se observó en ProRoot® MTA a un pH 7.4.	$P < 0.05$ $P < 0.05$
Saghiri et al, 2012	(56)	n=40	ProRoot® MTA blanco (Dentsply Tulsa Dental). Nano Endodontic Cement (Patent application #13/211.880).	Microscopio electrónico (VEGA; TESCAN, Brno, Checo Republic) y Leo 440i (Oxford). Microscopy, Cambridge , REINO UNIDO). Software (Rasband WS, ImageJ; US National Institute de salud, Bethesda, MD, USA).	Kolmogorov–Smirnov para comprobar una distribución normal y la Prueba de Mann-Whitney para detectar cualquier diferencia significativa entre los grupos ($p < 0.05$).	*Nano Endodontic Cement tiene promedios de porosidades abiertas menores que ProRoot® MTA con diferencia significativa.	$P < 0.001$
Saghiri et al, 2017	(55)	n=40	MTA® (Baran Darou Parse, Tabriz, Irán). Biodontine™ (Septodont, Lyon, Francia). sumergidos en agua destilada (DW) y líquido tisular sintético (STF).	Microscopio electrónico de barrido (TESCAN, Tesla, República Checa). Detectores de Electrón Secundarios (SE) y Electrónicos Retrodispersados (EEB) a $\times 500$, $\times 1000$, $\times 2000$ y $\times 5000$ aumentos.	Los medios de datos y SD se elaboraron en una hoja de cálculo (Excel; Microsoft Corp, Redmond, Wash). Programa estadístico de SPSS 9.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) Análisis de varianza de una vía (ANOVA).	*Diferencia significativa a $\times 500$, $\times 1000$ y $\times 2000$ para DW y SPF en porosidad total y área cubierta de poros. *Diferencia no significativa a $\times 5000$ para DW en porosidad total y área cubierta de poros de ambos materiales. *Diferencia significativa para porosidad total y área cubierta de poros en STF para ambos materiales.	$P < 0.001$ $P < 0.2$ $P < 0.01$

ESTUDIO	Referencia	Tamaño y tipo de muestra	Tipo de material	Maquinaria utilizada	Obtención de resultados	Hallazgos	Valores P
Siboni et al, 2017	(54)	n=40	NeoMTA Plus® (Avalon Biomed Inc. Bradenton, FL, USA).	Análisis de porosidad siguiendo el principio de Arquímedes.	ANOVA de una sola vía seguido por prueba de Student-Newman-Keuls (<i>P</i> < 0,05).	*Los valores de poros abiertos es mayor en MTA Plus™ en el 50% más del tiempo de fraguado.	<i>P</i> < 0.05
			MTA Plus™ (Prevest Denpro Limited, Jammu, India).			*Los valores significativamente más bajos se midieron después de 7 días.	<i>P</i> < 0.05
Sisli et al, 2017	(48)	n=120 dientes humanos	MTA Angelus® (Soluções Odontológicas, Londrina, Brasil).	Unidad ultrasónica piezoeléctrica (EMS Piezon Master 400; Electro Medical Systems, Nyon, Suiza).	La prueba de Shapiro-Wilk mostró los datos no se distribuyen normalmente, por lo que no paramétrico de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney U pruebas post hoc se utilizaron para las comparaciones entre grupos. <i>P</i> < .05 fue considerado significativo.	*Los huecos entre dentina y tapón apical fueron significativamente mayores en todos los casos de MTA Angelus®.	<i>P</i> < 0,005
			ProRoot® MTA (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) con mezcla manual y mecánica y condensación manual y ultrasónica indirecta.	Escáner micro-CT (SkyScan 1172; SkyScan, Kontich, Bélgica) software NRecon (SkyScan) y CTAn (SkyScan).		*Todos los grupos mezclados mecánicamente mostraron porosidad significativamente mayor que los mezclados manuales.	<i>P</i> < 0,01
						*No hubo diferencias significativas entre condensación manual y ultrasónica.	<i>P</i> > 0,05
						*Mezcla mecánica + activación ultrasonica de ambos materiales dió mejores resultados.	<i>P</i> < 0,05
Tanomaru et al, 2017	(44)	n=no específica	MTA Angelus® (Angelus, Londrina, PR, Brasil).	Micro-CT (SkyScan 1176, Bruker micro-CT Kontich, Bélgica) software CTAn (V1.11.8; SkyScan, Bélgica) NRecon (V1.6.4.7; SkyScan, Bélgica) CTVol (V2.0, SkyScan, Bélgica).	ANOVA y las pruebas de Tukey, con un 5% de significación. Los datos de porosidad se sometieron a la prueba de Kruskal-Wallis, complementada con la prueba de Dunn, con un nivel de significación del 5%.	*MTA y ZOE fueron similares para todos los análisis.	<i>P</i> > 0.05
			S26 (Dentsply, Petropolis, RJ, Brasil).			* S26. mostró valores más altos para el número y porcentaje de poros cerrados considerando la extensión total.	<i>P</i> < 0.05
			OZE (SSWhite Art. Dent. Ltda., Río de Janeiro, RJ, Brasil).				
Xuereb et al, 2015	(45)	n=no específica	MTA Angelus® como control. Cementos endodónticos hechos a medida, a base de silicato tricálcico y 20% de zirconato de bario, calcio o estroncio, que se intercalaron o se sinterizaron a altas temperaturas.	Microscopio electrónico de barrido SEM ; Zeiss MERLIN Field Emission SEM (Carl Zeiss NTS GmbH, Oberkochen, Germany).	Análisis de varianza (ANOVA) con (<i>p</i> = 0.05). prueba post hoc de Tukey. Las pruebas de K-S sobre los resultados indicaron distribución normal. Software de Ciencias (SPSS) (PASW Statistics 18; SPSS).	* Los materiales sinterizados fueron menos porosos que los mezclados. *MTA Angelus® mostró una microporosidad menor que la de los cementos hechos a medida.	

ESTUDIO	Referencia	Tamaño y tipo de muestra	Tipo de material	Maquinaria utilizada	Obtención de resultados	Hallazgos	Valores P
Zakizadeh et al, 2008	(53)	n=50 dientes humanos	Amalgama (Dispersalloy; Dentsply / Caulk, Milford, DE). Fuji-Plus™ (GC Corp, Tokio, Japón). Geristore® (Den-Mat, Santa Maria, CA). ProRoot® MTA (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK).	Micro-CT 40 (Scanco Medical, Bassersdorf, Suiza).	Sistema SAS versión 9.1.2 (SAS Institute Inc, Cary, NC) se utilizó para analizar los datos. Se realizó la prueba exacta de Fisher. El análisis de varianza (ANOVA). La corrección de Bonferroni se utilizó para las pruebas post hoc.	*Amalgama y MTA mostró vacíos > 350 µm. En contraste, el 70% de las muestras de Fuji-Plus™ y el 100% de las muestras de Geristore® revelaron vacíos de ese tamaño. *Las muestras de Geristore® tuvieron vacíos significativamente más frecuentemente que MTA y amalgama.	P<0.05

Tabla 2. Resumen de datos de los estudios incluidos.

Los estudios incluidos presentaron un grado de heterogeneidad muy amplio en cuanto al tamaño de la muestra, maquinaria empleada, materiales, diseño del estudio, test de análisis estadístico, lo que no permitió aplicar una síntesis cuantitativa (metanálisis) de los datos, pero si cualitativa.

Se dividieron los estudios de esta revisión según el método descrito, teniendo en cuenta las variables de cada estudio (técnicas de condensación, inclusión de distintos radiopacificadores, sustrato de la mezcla).

La mayoría de los estudios cumplieron adecuadamente con la descripción del método (maquinaria empleada, método estadístico para el análisis de los resultados), sin embargo, se encontraron deficiencias respecto a la descripción del tamaño de la muestra en los estudios de Guo²⁶, Tanomaru⁴⁴ y Xuereb⁴⁵.

El efecto que las diferentes **técnicas de condensación** tienen sobre la porosidad de los materiales fue investigado por EL-Ma'aita et al.⁴⁶, Fitha et al.⁴⁷ y Sisli et al.⁴⁸.

Otros autores^{11,22,45} buscaron **nuevos radiopacificadores** que sustituyeran al óxido de bismuto y mejoraran las propiedades físicas y biológicas del MTA, entre ellas la porosidad.

Marciano et al.⁴⁹, publicaron el efecto que provocaba la mezcla del polvo de MTA **con agua o con gel anti-lavado**

sobre la porosidad de este material, buscando mejorar sus propiedades en contacto con los fluidos tisulares.

Teniendo en cuenta el material y método seleccionado por los autores para la realización de su estudio, nos encontramos que utilizaban;

- Tecnología micro-CT: 44, 46, 48, 50–53.
- Cálculos del principio de Arquímedes: 11, 24–26, 54.
- Método de intrusión de mercurio: 15, 22, 49.
- Microscopio electrónico de barrido: 45, 47, 55, 56.

Técnica de mezcla y condensación

El-Ma'aita et al.⁴⁶ dividieron la muestra en cuatro grupos de estudio. En el primero, sólo hacían condensación manual hasta llenar toda la cavidad dental preparada, haciendo incrementos. El segundo, tercer y cuarto grupo, se hicieron con incrementos y condensación manual, pero con una activación ultrasónica indirecta de 1, 5 y 10 segundos, respectivamente en cada grupo.

Fitha et al.⁴⁷, realizaban obturaciones a retro colocando el tapón apical de MTA Flow™. Preparaban dos grupos aleatorios; en el grupo 1, colocaban el tapón retrógrado y lo condensaban manualmente, y en el grupo 2, hacían además una activación ultrasónica indirecta de 1 segundo.

Sisli et al.⁴⁸, además de la condensación manual, con o sin activación ultrasónica, introdujeron otra variable más;

la mezcla mecánica del MTA. Para ello utilizaron cápsulas vacías de amalgama y un amalgamador, mezclando durante 30 segundos a 4.500 rpm. Además, no utilizaron sólo un material para hacer las comparaciones entre las diferentes técnicas de condensación, sino que estudiaron MTA ProRoot® y MTA Angelus®. Las activaciones ultrasónicas indirectas las realizaron sólo durante 10 segundos.

Métodos para medir la porosidad

Para el estudio de las muestras, tanto El-Ma'aita⁴⁶ como Sisli⁴⁸ recurrieron a la tecnología micro-CT, mientras que Fitha⁴⁷ al microscopio estereoscópico.

El-Ma'aita⁴⁶ y Sisli⁴⁸ utilizaron el mismo instrumento micro-CT de alta resolución, pero con modelos diferentes, que hacen que las características de la imagen sean diferentes. El-Ma'aita utilizó un tamaño de píxel de 15,19 μm y Sisli de 20,98 μm . Lo que sí tienen en común es el software para reconstruir las imágenes; NRecon (SkyScan) para las imágenes 2D y CTAn (SkyScan) para las 3D, aunque El-Ma'aita utilizó además el CTVol (SkyScan) para crear modelos tridimensionales.

Por otro lado, Fitha⁴⁷ utilizó un microscopio estereó con un aumento de 63x (SteREO Discovery. V12, Carl Zeiss).

Radiopacificadores

Antonišević et al.²² tuvieron como objetivo evaluar la influencia del óxido de zirconio, el óxido de bismuto y el trifluoruro de iterbio sobre la resistencia a la compresión, la radiopacidad, el tiempo de fraguado y la porosidad con diferentes proporciones polvo/agua.

Cutajar et al.¹¹ centraron sus investigaciones en la mezcla de diferentes proporciones de óxido de zirconio y agua con el PC (Cemento Portland), para evaluar la radiopacidad y las propiedades físicas.

Xuereb et al.⁴⁵ como alternativas al óxido de bismuto propusieron el zirconato de bario, el zirconato de calcio y el zirconato de estroncio. Estos radiopacificadores los unieron al PC de dos formas diferentes: mezclados o sinterizados a temperaturas entre 1.500 y 1.700 °C. Posteriormente, cada uno de los cementos obtenidos se mezcló con diferentes proporciones de agua destilada y se estudiaron sus propiedades.

¹En la sinterización se preparan aleaciones mezclando los polvos metálicos secos, en ocasiones, combinados con otros elementos cerámicos o polímeros, prensándolos a alta presión y calentándolos después a temperaturas justo por debajo del punto de fusión del metal principal durante el tiempo suficiente para que se enlacen las partículas de los diferentes polvos; el resultado es una aleación sólida y homogénea con propiedades óptimas⁵⁷.

DISCUSIÓN

Porosidad asociada a las técnicas de mezcla y de condensación

Tradicionalmente, los componentes del MTA se han mezclado de forma manual, pero en un intento de mejorar las características del material se han publicado estudios haciendo referencia a su mezcla mecánica, con vibradora de amalgama⁴⁸.

En cuanto a la condensación del material, la forma estándar de hacerlo es mediante un condensador manual, que compacta el material después de cada incremento⁴⁶⁻⁴⁸. En un intento de reducir la porosidad y mejorar las características fisicoquímicas de los distintos tipos de MTA, se han publicado estudios que plantean la hipótesis de que la *activación ultrasónica indirecta* puede mejorar estas propiedades. En este sentido, los estudios van encaminados a determinar el tiempo adecuado de dicha activación ultrasónica.

En la activación indirecta, la punta ultrasónica no está en contacto directo con el cemento, sino que está en contacto con un micro-plugger o condensador que se ha introducido en el incremento de cemento, en la parte superior de la cavidad, evitando tocar las paredes del canal⁴⁶⁻⁴⁸. El-Ma'aita et al.⁴⁶ y Sisli et al.⁴⁸ configuran la activación ultrasónica en 25 kHz y utilizan el mismo aparato (EMS Piezon Máster 400; Electro Medical Systems, Nyon, Suiza), mientras que Fitha et al.⁴⁷, lo hacen a 27 kHz con un aparato diferente (EndoSuccess™ # AS3D, 3 mm).

Los tres estudios que publican el efecto de las técnicas de condensación sobre las propiedades fisicoquímicas del MTA, tienen en común que utilizan dientes humanos extraídos. El-Ma'aita et al.⁴⁶ utilizan como muestra para su estudio 48 dientes anteriores, Fitha et al.⁴⁷ 40 premolares y Sisli et al.⁴⁸ 120 incisivos. Todos ellos hacen una decoronación de los mismos y preparan los canales radiculares con técnicas endodónticas estandarizadas para después obturarlos. En los trabajos de El-Ma'aita⁴⁶ y Fitha⁴⁷, se mezclan los materiales siguiendo las instrucciones del fabricante, en cuanto a las proporciones polvo/líquido, mientras que en el de Sisli⁴⁸ no se especifica.

El-Ma'aita et al.⁴⁶, observan menos vacíos con la condensación manual del MTA que con la activación ultrasónica indirecta. También descubren que prolongar la activación ultrasónica de 5 a 10 segundos, disminuye los vacíos con respecto a los que producen una activación de 1 segundo. Sisli et al.⁴⁸ señalan que la activación ultrasónica indirecta puede ser útil para adaptar el tapón apical, ya que logra mejores resultados de adaptación marginal en comparación con la colocación manual. Esta diferencia

de resultados podría ser consecuencia de la diferencia en cuanto al tamaño de obturación de las muestras; Sisli et al. hacen tapones apicales de MTA de 5 mm, y sobre ellos, obturaciones endodónticas convencionales, mientras que El-Ma'aita et al. hacen la obturación completa del canal de MTA de 15 mm de longitud, lo que podría ser la causa de una transferencia excesiva de energía ultrasónica al MTA y una adaptación más deficiente.

Fitha et al.⁴⁷ al igual que Sisli et al.⁴⁸, obtienen mejores resultados en los tapones apicales donde se ha empleado la condensación por ultrasonidos, produciendo menos microfiltraciones que la técnica manual, con diferencias estadísticamente significativas.

Sisli et al. además de la condensación manual o ultrasónica indirecta, plantean la variable mezcla manual o mecánica del material. Concluyen que en los grupos MTA Angelus®, independientemente de la técnica de mezcla o condensación, los huecos externos entre la dentina y el tapón apical fueron significativamente mayores que en los grupos ProRoot® MTA. Observaron que al combinar la mezcla mecánica junto con la activación ultrasónica de ambos materiales dio mejores resultados.

Porosidad asociada a nuevos radiopacificadores

El MTA posee entre sus componentes 20% de óxido de bismuto (Bi_2O_3), el cual le confiere la propiedad de ser más radiopaco que la dentina (0,70 mm) y la gutapercha (6,14 mm), siendo distinguible fácilmente en las radiografías. La medida de radiopacidad del MTA (Loma Linda University, Loma Linda, CA) es de 7,17 mm^{12,14}. El estándar se ha establecido en los 3 mm del aluminio recomendado por las Normas internacionales para materiales de sellado de conductos radiculares dentales (ISO 6876 Sección 7.8: 2002)⁵⁸.

Se ha descrito cierta toxicidad celular del óxido de bismuto¹⁰. Tres estudios de esta revisión se basan en la búsqueda de nuevos radiopacificadores. Antonijevic et al.²² y Cutajar et al.¹¹ introducen como control ProRoot® MTA, mientras que Xuereb et al.⁴⁵ utiliza como control MTA Angelus®. Todos ellos tienen en común que mezclan el cemento Portland (PC) con diferentes cantidades de radiopacificador y agua, con el objetivo de encontrar una fórmula cuyas proporciones confieran las mejores propiedades físicoquímicas al MTA.

El radiopacificador introducido en todos los estudios de nuestra revisión es el zirconio con distintas formulaciones; óxido de zirconio y los zirconatos de bario, calcio y estroncio. El óxido de zirconio unido al cemento Portland resultó obtener mejores valores de porosidad que el óxido de bismuto, tanto para Antonijevic²² como para Cutajar¹¹. En comparación con éste, el trifluoruro de iterbio adiciona-

do al cemento Portland, obtiene mejores valores en cuanto a porosidad, superiores tanto al óxido de bismuto como al óxido de zirconio²².

Respecto a los zirconatos de calcio, bario y estroncio, los radiopacificadores que mostraron un menor tamaño de partícula fueron los zirconatos de bario y estroncio, en comparación con el de calcio que presentó partículas de mayor tamaño. Xuereb además añade la forma de adicionar el radiopacificador como variable de estudio, observando que entre las muestras mezcladas y las sinterizadas sí se observaron diferencias en la porosidad, siendo menor en los cementos sinterizados que en los mezclados⁴⁵.

Porosidad del MTA mezclado con agua y con gel anti-lavado

Marciano et al.⁴⁹ estudian las propiedades físicas, químicas y biológicas del MTA Angelus® mezclado por un lado con 80% de agua destilada y 20% de propilenglicol (PG) (gel anti-lavado), en comparación con MTA Angelus® mezclado solo con agua destilada. El estudio de la porosidad se hace mediante intrusión de mercurio, observando un mayor aumento de la porosidad en el primer día de hidratación en el cemento mezclado con PG y agua, con respecto al mezclado solo con agua destilada. Con el paso del tiempo, la porosidad se redujo para ambos tipos de cementos. La elevada porosidad en la primera medición para el cemento con PG+ agua, se explica debido a la dispersión de las partículas de cemento causadas por el PG.

Porosidad en distintos tipos de MTA

Según Guerrero et al.⁵², en su estudio comparativo entre ProRoot® MTA blanco y Biodentine™, la cantidad de poros por superficie es notablemente más baja en Biodentine™ que los observados en ProRoot® MTA blanco. Además, el *volumen* de cada poro por mm³ en Biodentine™ es más pequeño que en MTA, y la *porosidad total* también es menor en Biodentine™.

En otro estudio de Guerrero et al.⁵¹, MTA Fillapex obtiene mejores resultados con respecto a la porosidad que BioRoot™, en lo que se refiere a cantidad de poros por superficie. Además, el *volumen* de cada poro por mm³ en MTA Fillapex es más pequeño y la *porosidad total* también es más baja en MTA Fillapex.

En su comparación de materiales, Tanomaru et al.⁴⁴ concluyen que los cementos S26 y ZOE mostraron una mayor facilidad de manejo para el sellado del conducto en comparación con el MTA, pero S26 presentó una porosidad mayor en número y porcentaje frente a MTA y OZE.

Zakizadeh et al.⁵³, publican valores de porosidad más elevados en Fuji-Plus™ y Geristore® en comparación con

MTA. Concluyen que los materiales condensables, como la amalgama o MTA, producen menos porosidad en comparación con los materiales fluidos, como Fuji-Plus™ y Geristore®, que pueden tender a atrapar las burbujas de aire durante el fraguado.

Gandolfi et al.²⁴ comparan materiales que incluyen hidróxido de calcio en su composición (Calxyl®, Dycal®, Life® y Lime-Lite™) con otros de MTA (ProRoot® MTA, MTA Angelus®, MTA Plus™, Biodentine™, Tech Biosealer Capping y TheraCal™), elaborando 13 muestras de cada material. Guimarães et al.²⁵ utilizan en su estudio MTA Repair HP, MTA Vitalcem y White MTA Angelus®, preparando 10 muestras de cada material. Guo et al.²⁶ no indican el tamaño de la muestra de los materiales que estudian; Endosequence®, iRoot FS®, MTA ProRoot® gris y blanco e IRM. Por último, Siboni et al.⁵⁴ indican que preparan un total de 40 muestras entre NeoMTA Plus® y MTA Plus™.

Gandolfi et al.⁴⁹ publican que los valores más altos de porosidad abierta y porosidad aparente aparecen en MTA Angelus®, Tech Biosealer Capping® y MTA Plus™, seguidas de ProRoot® MTA, Biodentine™ y TheraCal™ mientras que los valores de porosidad más bajos registrados son para Dycal® y Life®. El mismo autor, en otro estudio²⁴ afirma que la porosidad del MTA es necesaria, ya que la presencia de un material parcialmente poroso es biológicamente activo en la pulpa expuesta, ya que podría desencadenar la activación de las células madre de la pulpa y mejorar la colonización celular del material y la formación de dentina reparadora.

Por su parte Guimarães et al.²⁵ afirman que *White MTA Angelus®* mostró los valores más bajos de solubilidad, volumen de poro abierto y porosidad aparente. MTA Repair HP y MTA Vitalcem mostraron un volumen de poro abierto y valores de porosidad aparente similares. Sin embargo, MTA Repair HP obtuvo valores de solubilidad y absorción de agua significativamente más bajos en comparación con MTA Vitalcem.

Siboni et al.⁵⁴ publican que NeoMTa Plus® obtuvo valores de porosidad significativamente más bajos a los 7 días que los de MTA Plus™.

En su estudio Guo et al.²⁶ hacen una variación con respecto al resto de los estudios de este apartado al no sumergir las muestras en agua destilada sino en queroseno, para evitar cualquier reacción con la muestra. No hubo diferencias significativas en la porosidad de los grupos experimentales entre 7 y 28 días. De los materiales estudiados, solo Endosequence® presentó menor porosidad que el resto de los grupos.

Saghiri et al.¹⁵ comparan ProRoot® MTA blanco y cemento Portland (PC) blanco. El objetivo de este estudio fue evaluar, utilizando la intrusión de mercurio, el tamaño de los poros en dos medios con distinto pH (7.4 y 4.4). Se prepararon 120 muestras según las instrucciones del fabricante y repartidas en 4 grupos con cada uno de los cementos a diferentes pH. A pesar de no existir diferencias significativas en cuanto a composición química entre PC blanco y ProRoot® MTA, resultó que en un pH de 7.4 el volumen total de poros y sus dimensiones fueron mayores en PC blanco que en ProRoot® MTA. Emplearon el ácido butírico para simular el efecto de los subproductos del metabolismo bacteriano anaerobio. En este medio ácido, ProRoot® MTA mostró más fugas y volumen de poros en un pH de 4.4 frente al de 7.4, por tanto, el medio ácido tiene influencia sobre la porosidad.

CONCLUSIONES

- 1.- La elevada heterogeneidad de los estudios sobre porosidad y el hecho de que éstos no estén estandarizados, puede condicionar la validez externa o generalización de los resultados entre los distintos investigadores para un mismo material y procedimiento. Así mismo, condiciona la imposibilidad de realizar una síntesis cuantitativa de los resultados.
- 2.- La condensación ultrasónica indirecta, en contraposición a la condensación manual, reduce la porosidad del MTA.
- 3.- Nuevos radiopacificadores como el óxido de zirconio y el trifluoruro de iterbio reducen la porosidad con respecto al óxido de bismuto.
- 4.- En los estudios que realizan una comparación entre varios materiales, concluyen que tanto MTA ProRoot® como Biodentine™ obtuvieron mejores resultados en cuanto a porosidad en comparación con otras marcas comercializadas.

REFERENCIAS

1. Pitt Ford TR, Torabinejad M, McKendry DJ, Hong CU, Kariyawasam SP. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 1995.
2. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA. Mineral trioxide aggregate: A new material for endodontics. *J Am Dent Assoc*. 1999;130 (7):967–75.
3. Encinas FS, Pérez-Bryan RB, Rodríguez MD. Diferentes tipos de MTA como materiales de obturación a retro. *Endodoncia (Mex)*. 2010;28(3):153–66.
4. Deepthi V, Mallikarjun E, Nagesh BMP. Effect of acidic pH on microhardness and microstructure of TheraCal LC, Endosequence, mineral trioxide aggregate, and Biodentine when used as root repair material. *J Conserv Dent*. 2018;21:408–12.

5. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Irvani A, Kharrazifard MJ, Dummer PMH. Effect of acidic environment on the push-out bond strength of Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod*. 2010;36(5):871–4.
6. Charland T, Hartwell GR, Hirschberg C, Patel R. An evaluation of setting time of mineral trioxide aggregate and endosequence root repair material in the presence of human blood and minimal essential media. *J Endod*. 2013;39(8):1071–2.
7. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Chemical-physical properties of Thera-Cal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *Int Endod J*. 2012;45(6):571–9.
8. Ha WN, Nicholson T, Kahler B, Walsh LJ. Mineral trioxide aggregate—A review of properties and testing methodologies. *Materials (Basel)*. 2017;10(11):1261.
9. Zhu L-X, Xie Y-H, Li G-D, Wang Y. High frequency of homologous recombination in the genome of modified vaccinia virus Ankara Strain (MVA). *Sheng Wu Hua Xue Yu Sheng Wu Wu Li Xue Bao (Shanghai)*. 2001;33(5):497–503.
10. Min KS, Chang HS, Bae JM, Park SH, Hong CU, Kim EC. The induction of heme oxygenase-1 modulates bismuth oxide-induced cytotoxicity in human dental pulp cells. *J Endod*. 2007;33(11):1342–6.
11. Cutajar A, Mallia B, Abela S, Camilleri J. Replacement of radiopacifier in mineral trioxide aggregate; Characterization and determination of physical properties. *Dent Mater*. 2011;27(9):879–91.
12. Blohm LK. Propiedades físicas, químicas y biológicas del agregado de trióxido mineral y del cemento de portland [Internet]. Available from: http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_58.htm
13. Al-Hezaimi K, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JHS, Rotstein I. Human saliva penetration of root canals obturated with two types of mineral trioxide aggregate cements. *J Endod*. 2005;31(6):453–6.
14. Torabinejad M, Hong C, McDonald F, Pitt FTR. Physical and Chemical Properties of a New Root-End Filling Material. 1995;21(7):349–53.
15. Saghir MA, Asgar K, Lotfi M, Karamifar K, Neelakantan P, Ricci JL. Application of mercury intrusion porosimetry for studying the porosity of mineral trioxide aggregate at two different pH. *Acta Odontol Scand*. 2012;70(1):78–82.
16. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofmann MP. Effect of bismuth oxide radiopacifier content on the material properties of an endodontic portland cement-based (MTA-like) system. *J Endod*. 2007;33:295–8.
17. Tay FR, Pashley DH, Rueggeberg FA, Loushine RJ, Weller RN. Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the portland cement component of white mineral trioxide aggregate with a phosphate-containing fluid. *J Endod*. 2007;33:1347–51.
18. Rekab MS, Ayoubi H. Evaluation of the apical sealability of mineral trioxide aggregate and portland cement as root canal filling cements: an in vitro study. *J Dent*. 2010;7(4):205–13.
19. Valera MC, Camargo CHR, Carvalho AS, Gama ERP. In vitro evaluation of apical microleakage using different root-end filling materials. *J Appl Oral Sci*. 2006;14(1):49–52.
20. Camilleri J, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and. 2013;9:580–93.
21. Zhao W, Wang J, Zhai W, Wang Z, Chang J. The self-setting properties and in vitro bioactivity of tricalcium silicate. *Biomaterials*. 2005;26:6113–21.
22. Antonijevic D, Medigovic I, Zrilc M, Jokic B, Vukovic Z, Todorovic L. The influence of different radiopacifying agents on the radiopacity, compressive strength, setting time, and porosity of Portland cement. *Clin Oral Investig*. 2014;18(6):1597–604.
23. Gandolfi M, Taddei P, Siboni F, Modena E, Ciapetti G, Prati C. Development of the foremost light-curable calcium-silicate MTA cement as root-end in oral surgery. Chemical – physical properties, bioactivity and biological behavior. *Dent Mater*. 2011;27:134–57.
24. Gandolfi MG, Siboni F, Botero T, Bossù M, Riccitiello F, Prati C. Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015;13(1):43–60.
25. Guimarães BM, Prati C, Antonio M, Duarte H, Bramante CM, Gandolfi MG. Physicochemical properties of calcium silicate-based formulations MTA Repair HP and MTA Vitalcem. *J Appl Oral Sci*. 2017;26:115–7.
26. Guo YJ, Du TF, Li HB, Shen Y, Mobuchon C, Hieawy A, et al. Physical properties and hydration behavior of a fast-setting bioceramic endodontic material. *BMC Oral Health*. 2016;16(1):1–6.
27. Siboni F, Taddei P, Zamparini F, Prati C, Gandolfi MG. Properties of bioroot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate. *Int Endod J*. 2017;50(Special Issue 2):e120–36.
28. Cook RA, Hover KC. Mercury porosimetry of hardened cement pastes. *Cem Concr Res*. 1999;29:933–43.
29. Espanol M, Perez RA, Montufar EB, Marichal C, Sacco A, Ginebra MP. Intrinsic porosity of calcium phosphate cements and its significance for drug delivery and tissue engineering applications. *Acta Biomater*. 2009;5(7):2752–62.
30. Bergadà Miró O, Salagre Carnero P, Cesteros Fernández Y, Universitat Rovira i Virgili. Departament de Química Física i Inorgànica., Universitat Rovira i Virgili. Facultat de Química de Tarragona. Diseño de catalizadores para una obtención limpia de 2-feniletanol. Universitat Rovira i Virgili; 2007.
31. Camilleri J, Grech L, Galea K, Keir D, Fenech M. Porosity and root dentine to material interface assessment of calcium silicate-based root-end filling materials. *Clin Oral Investig*. 2014;18:1437–46.
32. Camilleri J, Mallia B. Evaluation of the dimensional changes of mineral trioxide aggregate sealer. *Int Endod J*. 2011;44(5):416–24.
33. Ozgur M, Nagas E, Evren CH, Dagli F, Cehreli ZC. Surface porosity of hand-mixed, syringe-mixed and encapsulated set endodontic sealers. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2010;109:e117–22.
34. De Souza E, Nunes T, Roter J, De Assis J, De Almeida NA, De-Deus G. Tri-dimensional quantitative porosity characterization of three set calcium silicate-based repair cements for endodontic use. *Microsc Res Tech*. 2013;76(10):1093–8.
35. Modena E, Prati C, Gandolfi MG, Van Meerbeek B, Van Landuyt K, Taddei P. Environmental scanning electron microscopy connected with energy dispersive x-ray analysis and raman techniques to study proroot mineral trioxide aggregate and calcium silicate cements in wet conditions and in real time. *J Endod*. 2010;36(5):851–7.
36. Maltese C, Pistolesi C, Lolli A, Bravo A, Cerulli T, Salvioni Mapei SpA D. Combined effect of expansive and shrinkage reducing admixtures to obtain stable and durable mortars. *Cem Concr Res*. 2005;35:2244–51.
37. Maltese C, Pistolesi C, Bravo A, Cella F, Cerulli T, Salvioni D. Effects of setting regulators on the efficiency of an inorganic acid based alkali-free accelerator reacting with a Portland cement. *Cem Concr Res*. 2007;37:528–36.
38. Taddei P, Tinti A, Gandolfi MG, Rossi PL, Prati C. Vibrational study on the bioactivity of Portland cement-based materials for endodontic use. *J Mol Struct*. 2008;924–926:548–54.
39. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement. *Int J Surg*. 2010;8:336–41.
40. Shea B, Dubé C, Moher D. Assessing the quality of reports of Systematic review the QUOROM statement compared to other tools. Systematic reviews in health care: Metaanalysis in Context. 2a. Egger G, editor. London, United Kingdom: BMJ Publishing Group; 2001.
41. PROSPERO: International prospective register of systematic reviews [Internet]. Available from: <https://www.crd.york.ac.uk/prosperto/>
42. Krithikadatta J, Gopikrishna V, Datta M. CRIS Guidelines (Checklist for Reporting In-vitro Studies): A concept note on the need for standardized gui-

delines for improving quality and transparency in reporting in-vitro studies in experimental dental research. *J Conserv Dent*. 2014;17(4):301–4.

43. Sarkis-Onofre R, Skupien J, Cenci M, Moraes R, Pererira T. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Oper Dent*. 2014;39:31–44.
44. Tanomaru M, Espir CG, Nogueira KCT, Torres FFE, Guerreiro JM. Micro-CT analysis of filling ability and porosity of root-end filling materials. *Rev Odontol da UNESP*. 2017;46(6):362–7.
45. Xuereb M, Sorrentino F, Damidot D, Camilleri J. Development of novel tricalcium silicate-based endodontic cements with sintered radiopacifier phase. *Clin Oral Investig*. 2016;20(5):967–82.
46. El-Ma'aïta AM, Qualtrough AJE, Watts DC. A micro-computed tomography evaluation of mineral trioxide aggregate root canal fillings. *J Endod*. 2012;38(5):670–2.
47. Fitha A, Anggraini M. Effect of two different placement technique on interfacial layer formation of modified mta on root apex. *J Int Dent Med Res*. 2018;11(1):265–9.
48. Sisli SN, Ozbash H. Comparative Micro-computed Tomographic Evaluation of the Sealing Quality of ProRoot MTA and MTA Angelus Apical Plugs Placed with Various Techniques. *J Endod*. 2017;43(1):147–51.
49. Marciano MA, Guimarães BM, Amoroso-Silva P, Camilleri J, Hungaro Duarte MA. Physical and chemical properties and subcutaneous implantation of mineral trioxide aggregate mixed with propylene glycol. *J Endod*. 2016;42(3):474–9.
50. Gandolfi MG, Parrilli AP, Fini M, Prati C, Dummer PMH. 3D micro-CT analysis of the interface voids associated with Thermafil root fillings used with AH Plus or a flowable MTA sealer. *Int Endod J*. 2013;46(3):253–63.
51. Guerrero F, Berástegui E, Aspiazu K. Porosity analysis of mineral trioxide aggregate Fillapex and BioRoot cements for use in endodontics using microcomputed tomography. *J Conserv Dent [Internet]*. 2018 [cited 2019 Mar 31];21(5):491–4. Available from: <http://www.jcd.org.in/text.asp?2018/21/5/491/241193>
52. Guerrero F, Berástegui E. Porosity analysis of MTA and Biodentine cements for use in endodontics by using micro-computed tomography. *J Clin Exp Dent [Internet]*. 2018 Mar [cited 2019 Mar 31];10(3):e237–40. Available from: <http://www.medicinaoral.com/medoralfree01/aop/54688.pdf>
53. Zakizadeh P, Marshall SJ, Hoover CI, Peters OA, Noblett WC, Gansky SA, et al. A novel approach in assessment of coronal leakage of intraorifice barriers: a saliva leakage and micro-computed tomographic evaluation. *J Endod*. 2008;34(7):871–5.
54. Siboni F, Taddei P, Prati C, Gandolfi MG. Properties of NeoMTA Plus and MTA Plus cements for endodontics. *Int Endod J [Internet]*. 2017 Dec [cited 2019 Mar 31];50:e83–94. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/iej.12787>
55. Saghir MA, Shabani A, Asatourian A, Sheibani N. Storage Medium Affects the Surface Porosity of Dental Cements. *J Clin Diagn Res [Internet]*. 2017 Aug [cited 2019 Mar 31];11(8):ZC116–9. Available from: http://jcd.net/article_fulltext.asp?issn=0973-709x&year=2017&volume=11&issue=8&page=ZC116&issn=0973-709x&id=10517
56. Saghir MA, Asgar K, Lotfi M, Garcia-Godoy F. Nanomodification of mineral trioxide aggregate for enhanced physicochemical properties. *Int Endod J*. 2012;45(11):979–88.
57. Villar CM. Pulvimetalurgia: En busca de nuevos materiales. *Met actual*. 2009;14:4–9.
58. International Organization for Standardization. Dental root canal sealing materials. In International Standard ISO 6876:2012 [Internet]. ISO: Geneva, Switzerland. 2012. p. 9. Available from: <https://www.iso.org/standard/45117.html>
59. Basturk FB, Nekoofar MH, Gunday M, Dummer PM. Effect of various mixing and placement techniques on the flexural strength and porosity of mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2014;40(3):441–5.
60. Chang SW. Chemical Composition and Porosity Characteristics of Various Calcium Silicate-Based Endodontic Cements. *Bioinorg Chem Appl [Internet]*. 2018 [cited 2019 Mar 31];2018:2784632. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/bca/2018/2784632/>
61. De Bruyne MAA, De Bruyne RJE, De Moor RJG. Long-term assessment of the seal provided by root-end filling materials in large cavities through capillary flow porometry. *Int Endod J*. 2006;39(6):493–501.
62. Formosa LM, Damidot D, Camilleri J. Mercury intrusion porosimetry and assessment of cement-dentin interface of anti-washout-type mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2014;40(7):958–63.
63. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod*. 2003;29(12):814–7.
64. Gandolfi MG, Siboni F, Primus CM, Prati C. Ion release, porosity, solubility, and bioactivity of MTA plus tricalcium silicate. *J Endod*. 2014;40(10):1632–7.
65. Khalil I, Naaman A, Camilleri J. Investigation of a novel mechanically mixed mineral trioxide aggregate (MM-MTATM). *Int Endod J*. 2015;48(8):757–67.
66. Marciano MA, Duarte MAH, Camilleri J. Calcium silicate-based sealers: Assessment of physicochemical properties, porosity and hydration. *Dent Mater*. 2016;32(2):e30–40.
67. Namazikhah MS, Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, Salariyeh S, Hayes SJ, Bryant ST, et al. The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2008;41(2):108–16.
68. Torres F, Guerreiro J, Bosso R, Chavez G, Tanomaru M, Tanomaru M. Solubility, porosity and fluid uptake of calcium silicate-based cements. *J Appl Oral Sci*. 2018;26:1–8.