



UNCUYO
UNIVERSIDAD
NACIONAL DE CUYO

FO
FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CUYO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

TRABAJO FINAL PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE
ESPECIALISTA EN ENDODONCIA

BIOACTIVIDAD DE CEMENTOS ENDODÓNTICOS
A BASE DE SILICATO DE CALCIO

ALUMNA: Od. Jaquelina Marcela Di Martino

DIRECTORA: Prof. Esp. Ana Julieta González

Mendoza, junio de 2020

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer especialmente y en igual medida a todos los docentes, que hicieron posible alcanzar esta meta brindando generosamente todos sus conocimientos, apoyo y comprensión. A mi tutora de tesis, Dra. Julieta González que me ayudó y guió durante la realización de mi trabajo final.

A mi familia y seres queridos por su comprensión y apoyo incondicional.

A mis compañeros y en particular a mi compañera de sillón por su ayuda en todos los tratamientos realizados a lo largo de todo el cursado.

A la Facultad de Odontología de la U.N.Cuyo por brindarnos la posibilidad de especializarnos.

ÍNDICE

Resumen.....	pág.4
Introducción.....	pág.5
Caso clínico.....	pág.16
Discusión.....	pág.22
Conclusión.....	pág.28
Bibliografía.....	pág.29

RESUMEN

Los materiales biocerámicos tienen como componente principal el silicato de calcio, lo que le confiere muy buena biocompatibilidad debido a la similitud con la hidroxiapatita, además, se trata de materiales hidrófilicos, lo que hace no solo que puedan comportarse de manera adecuada en presencia de la humedad de los túbulos dentinarios o periapice, sino que esta humedad va a resultar beneficiosa, ya que gracias a ella van a fraguar liberando hidróxido de calcio y proporcionándoles propiedades antibacterianas y bioactivas.

En el presente trabajo se describe un caso clínico en el cuál se realizaron los tratamientos endodónticos de los elementos dentarios 11 -12. Utilizando un sellador biocerámico a base de silicato de calcio Bio-C sealer, (Angelus, PR, Brazil) premezclados, listos para usar, basado en sus excelentes propiedades físico – químicas, biológicas y potencial bioactivo.

El objetivo de este trabajo fue definir los materiales biocerámicos, describir su evolución y tipos, demostrar los beneficios por su capacidad bioactiva y por tanto capacidad regeneradora de los tejidos duros.

INTRODUCCIÓN

Uno de los pasos más críticos en el tratamiento de conductos radiculares es su obturación, cuyo objetivo es el sellado hermético de todo el sistema de conductos. (Song *et al.*, 2014). Después de realizar una buena limpieza y conformación, la obturación va a impedir en gran parte la filtración de microorganismos presentes en los tejidos periapicales que pueden desembocar en el fracaso de nuestro tratamiento por recontaminación bacteriana. (Zhou *et al.*, 2013). Para ello, los cementos selladores endodónticos son fundamentales ya que permiten rellenar el espacio que queda entre la pared del conducto y la gutapercha permitiendo una mejor adaptación del relleno al espacio creado en el conducto radicular tras la conformación del mismo. Además, permiten rellenar irregularidades habituales presentes en el sistema de conductos en las que materiales de mayor densidad (como la gutapercha) no pueden penetrar, como por ejemplo conductos accesorios, istmos etc; es decir, determinados recovecos que únicamente mediante el uso de la gutapercha no seríamos capaces de sellar. (Hargreaves *et al.*, 2016).

Es por esto que durante los últimos años se ha intentado mejorar este proceso de sellado mediante la introducción de diversas formas de manejo de la gutapercha, así como de diferentes cementos. A pesar de la aparición de estas nuevas estrategias para la obturación y el sellado del sistema de conductos, la técnica habitual que conlleva la utilización de gutapercha con un cemento sellador sigue representando una de las técnicas más utilizadas por la mayoría de los odontólogos. Sin embargo esta técnica presenta algunos inconvenientes, siendo el principal la necesidad de preparar los conductos con una conicidad suficiente para la utilización de condensadores que permitan compactar la gutapercha para garantizar un sellado tridimensional aceptable. Un ensanchamiento excesivo acompañado de la fuerza ejercida por algunos de estos condensadores sobre las paredes de los conductos en dientes ya de por sí bastantes destruidos podría producir un fracaso por fractura vertical a mediano plazo (Troiano *et al.* 2018). Es por ello, que en los últimos años las casas comerciales están intentando desarrollar sistemas de obturación y materiales que permitan paliar estos inconvenientes. Grossman 1988 enumeró una serie de propiedades que los cementos

selladores deberían cumplir para ser utilizados en endodoncia. Así, el cemento sellador ideal debería: ser pegajoso durante la mezcla para proporcionar buena adherencia con la pared del conducto una vez fraguado, proporcionar un sellado hermético tanto en diámetro como en longitud, no sufrir cambios dimensionales (que no exista contracción de fraguado), fraguar lentamente, ser impermeable y poco soluble, ser bacteriostático o al menos no favorecer el desarrollo microbiano, ser radiopaco para poder ser evidenciado radiográficamente, ser polvo muy fino para poder mezclarlo fácilmente con el líquido.

El sellado de los canales radiculares se considera fundamental para obtener resultados satisfactorios a largo plazo; para ello los cementos selladores deben tener adecuadas propiedades tanto físicas como químicas para lograr un sellado tridimensional. A fines de la década pasada se descubrieron los materiales bioactivos, con aplicación tanto en medicina como en odontología. Poseen propiedades osteoconductoras, ausencia de toxicidad, son químicamente estables y biocompatibles. (Beast *et al.*, 2008).

En 1969 fue descubierta una composición especial de vidrios de silicato que formaron un enlace mecánicamente fuerte con el hueso, lo que condujo al concepto de materiales bioactivos, que constituyen una clase importante de biomateriales de segunda generación (Hench *et al.*, 1971). Durante la primera década de investigación en 1970, cuyo énfasis fue comprender los mecanismos de vinculación de los materiales bioactivos al hueso, determinar la resistencia y confiabilidad de dicha unión ósea (Beckham *et al.*, 1971, Hench *et al.*, 1973, Piotrowski *et al.*, 1975). A comienzos de la década de 1980 fue realizado un segundo descubrimiento en el cual los vidrios con niveles más altos de bioactividad también podían unirse a tejidos conectivos blandos (Wilson *et al.*, 1981). Ambos descubrimientos resultaron en las primeras aplicaciones clínicas de vidrios bioactivos, donde se unieron tanto a hueso como a tejidos blandos como fuera necesario. El tercer descubrimiento importante que condujo al concepto de regeneración de tejido *in situ* fue la constatación de que las partículas de vidrio bioactivo de rangos de tamaño específicos estimulan la formación de nuevo hueso, en un proceso llamado osteoproducción u osteostimulación (Wilson *et al.*, 1992). Estos biomateriales de tercera generación estimulan la rápida regeneración de hueso y se ha demostrado que el control del ciclo celular, proliferación y diferenciación de células osteoprogenitoras se encuentran bajo control genético (Xynos *et al.*, 2000).

Los biocerámicos son materiales especialmente diseñados para el uso clínico, que incluyen alúmina, zirconio, vidrio bioactivo, vidrios cerámicos, hidroxiapatita y fosfatos de calcio reabsorbible (Koch, *et al.*, 2013). Existen tres categorías de biocerámicos, los cuales son: 1- Bioinertes, aquellos capaces de rellenar tejidos y ser tolerados por el organismo sin producir reacción en el mismo, 2-Bioactivos, los cuales son tolerados por el organismo y poseen capacidades de osteoconducción. Dentro de este grupo podemos encontrar los siguientes cementos selladores endodónticos: I-Root SP (IBC, Canadá), el Endosequence BC Sealer (Brasseler, USA) y el TotalFill BC Sealer (FKG, Suiza), Bio-C sealer (Angelus, PR, Brazil), entre otros. Y por último aquellos que son biodegradables: que poseen capacidad de ser degradados en ambiente biológico y ser reemplazados por hueso. (Tanomaru-Filho et al., 2014).

El término “bioactividad” es únicamente atribuido a aquellos materiales que sean capaces de inducir una respuesta biológica por parte del huésped. El trióxido mineral agregado (MTA) y Biodentine son los elementos de referencia prevalentes más utilizados para realizar una comparación con los nuevos materiales biocerámicos sujetos a estudio. (Malhotra et al., 2014).

Cuando se implanta un biomaterial en el cuerpo humano, el tejido huésped reacciona hacia el implante de diferentes maneras dependiendo de la respuesta del tejido a lo largo de la superficie implantada. En consecuencia, un biomaterial puede clasificarse en cuatro tipos según sus respuestas tisulares: casi inerte, poroso, reabsorbible o bioactivo (Hench, 1991). Como los cementos de silicato de calcio no son reabsorbibles y no poseen poros lo suficientemente grandes como para el crecimiento de hueso o vasos sanguíneos, solo se analizarán las respuestas tisulares de materiales casi inertes y bioactivos. Ningún material implantado en tejidos vivos es completamente inerte. Por lo tanto, el término "bioinerte" se designa a cualquier material que, cuando se implanta en el cuerpo humano, provoca una interacción mínima con los tejidos circundantes. Ejemplos de estos materiales son acero inoxidable, titanio, alúmina, circonia parcialmente estabilizada y polietileno de peso molecular ultra alto. Después de la implantación de un material extraño en el cuerpo, la superficie del material se recubre inmediatamente con proteínas derivadas de la sangre y los fluidos intersticiales. Es a través de esta capa de proteínas adsorbidas que las células detectan superficies extrañas (Wilson *et al.*, 2005). En respuesta, el mecanismo de defensa del

cuerpo estimulará la formación de una cápsula fibrosa no adherente alrededor del implante en un intento de aislarlo del tejido circundante. El grosor de esta cápsula fibrosa protectora depende de la reactividad química del material implantado y del movimiento y ajuste del material en la interfaz (Cao y Hench, 1996). Debido a que la interfaz no está unida química o biológicamente, el micro-movimiento del implante dará como resultado un engrosamiento progresivo de la cápsula fibrosa no adherente y eventualmente conducirá al deterioro funcional del material implantado. Por el contrario, un material bioactivo crea un entorno compatible con la osteogénesis y, en algunos casos, compatible con los tejidos blandos (Wilson *et al.*, 1990) al desarrollar una interfaz de unión natural entre los materiales vivos y los no vivos. Con la excepción de la calcita (carbonato de calcio) y el fosfato β -tricálcico, que son ejemplos de biocerámicos reabsorbibles que se unen directamente al hueso vivo (Neo *et al.*, 1992) la unión interfacial de otros materiales bioactivos con el hueso se inicia mediante reacciones de intercambio iónico entre el implante bioactivo y fluidos corporales circundantes. Esto da como resultado la formación de una capa de apatita carbonatada biológicamente activa en la superficie del implante. Eso es química y cristalográficamente equivalente a la fase mineral en el hueso (Greenspan, 1999).

El plasma humano está sobresaturado con respecto a los iones de calcio y fosfato. La presencia de ciertos grupos funcionales, como el silanol (Si - OH), en la superficie del material induce la nucleación de cristalitos de apatita carbonatada a partir del fosfato de calcio amorfo que se deposita sobre la capa de gel de sílice formada inicialmente. Para el hueso, la unión interfacial ocurre debido al rápido recambio del hueso, así como a la equivalencia biológica de los depósitos de apatita carbonatada con la porción inorgánica del hueso, lo que permite que los osteoblastos depositen una matriz de colágeno sobre la capa de apatita carbonatada. La posterior mineralización de las fibrillas de colágeno da como resultado la unión de los tejidos vivos al material implantado. Para la unión a tejidos blandos, las fibrillas de colágeno son quimioabsorbidas en la capa de gel de sílice porosa a través de enlaces electrostáticos, iónicos y / o de hidrógeno (Zhong *et al.*, 1994).

La primera vitrocerámica bioactiva inventada y la más ampliamente estudiada fue el sistema de vidrio cuaternario derivado de fusión $\text{SiO}_2\text{-Na}_2\text{O-CaO-P}_2\text{O}_5$ inventado por el Dr. Hench (2006) comúnmente conocido como 45S5 Bioglass® (US

Biomaterials Corp., Alachua, FL, EE. UU.). En base a esta formulación y formulaciones de vidrio bioactivo desarrolladas posteriormente, se pensó que la capacidad de estos materiales para unirse al tejido óseo ocurría en once etapas (**Tabla 1**). Estas etapas representan los resultados combinados de la reactividad química de la superficie de los vidrios bioactivos en medios fisiológicos (etapas 1-5) y las respuestas curativas y regenerativas del cuerpo (etapas 6-11) (Hench, 1991). Las etapas de reacción 1–5 en vidrios bioactivos conducen a la liberación rápida de especies iónicas solubles y a la formación de un gel de sílice hidratado poroso y una bicapa de apatita carbonatada policristalina en la superficie del vidrio. Estas capas de reacción mejoran la adsorción de proteínas y factores de crecimiento (etapa 6), influyen en el tiempo que se requieren los macrófagos para limpiar el sitio quirúrgico de los desechos para la reparación del tejido (etapa 7) y promueven la unión (etapa 8), la proliferación y diferenciación de osteoblastos a partir de células madre mesenquimales (etapa 9). Deposición de una matriz de colágeno extracelular (etapa 10) y posterior mineralización de la matriz de colágeno depositada por los osteoblastos (etapa 11). (Hench, 1991).

ETAPAS	REACCIÓN	RESPUESTA
1	Intercambio de hidrogeniones en la superficie del vidrio	QUÍMICA
2	Disolución de la superficie del sílice y formación del silanol superficial	
3	Condensación y repolimerización para formar una capa rica en SiO ₂	OCURRE IN VIVO O IN VITRO
4	Precipitación de fosfato de calcio amorfo en la capa superficial del gel de sílice	
5	Nucleación y cristalización de fosfato de calcio amorfo a apatita carbonatada	
6	Adsorción proteica (factores de crecimiento, etc) a la capa de superficie carbonatada de la apatita	BIOLÓGICA
7	Acción de los macrófagos para remover detritus del sitio de la superficie	
8	Unión de stem cells mesenquimáticas en la superficie bioactiva	
9	Diferenciación de stem cells a células osteoprogenitoras: osteoblastos	OCURRE SOLO EN VIVO
10	Generación de una matriz extracelular para formar hueso	
11	Mineralización de matriz extracelular para englobar células óseas, osteocitos	

Tabla 1. Fases de reacción de 45S5 Bioglass® con tiempo creciente. Información Tomada de Mineral Trioxide Aggregate in Dentistry (2014), Camilleri J. 4: 62. Ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

A continuación, en última instancia resulta en osteocitos maduros encerrados en una matriz de apatita carbonatada con colágeno. Se ha demostrado que los fibroblastos no se propagan y proliferan en las superficies de vidrio bioactivo, al contrario de lo que ocurre en la superficie de los materiales bioinertes (Seitz et al., 1982). El mecanismo exacto no está claro, pero puede deberse a la adsorción selectiva de proteínas séricas

en la superficie de los materiales bioactivos. Se descubrió que el vidrio bioactivo que contiene una capa rica en fosfato de calcio adsorbe preferentemente fibronectina, que contiene la secuencia de aminoácidos de la arginina-glicina-ácido aspártico (RGD) que se une a la integrina para una mejor adhesión de los osteoblastos. Otros investigadores observaron que la configuración de la fibronectina adsorbida era diferente según el tipo de superficie expuesta por el biomaterial. Se encontró que una conformación de fibronectina específica presente en vidrios bioactivos que han reaccionado con fluido corporal simulado para formar una capa amorfa de Ca / P de superficie induce una adhesión muy fuerte de osteoblastos (El-Ghannam et al., 1999). Esto es importante, ya que las células madre mesenquimales tardan en migrar de sus nichos a un sitio quirúrgico y llegan más tarde que los fibroblastos después de que se implanta un material bioactivo. Por lo tanto, si proliferan los fibroblastos, se forma una cápsula fibrosa no adherente, que inhibe la unión interfacial entre el material implantado y el tejido huésped. Cuando los fibroblastos permanecen "quiescentes" a lo largo de la superficie del vidrio bioactivo, se puede producir tejido óseo nuevo producido tras la diferenciación de las células madre mesenquimales y las células progenitoras endoteliales en osteoblastos y células endoteliales de la pared de los vasos sanguíneos, respectivamente.

El primer uso reportado de materiales bioactivos fue el caso del cemento Portland en la literatura dental, el cual data de 1878, cuando el Dr. Witte en Alemania publicó un informe de caso sobre el uso de cemento Portland para llenar los conductos radiculares. En ese momento, él habría estado usando un nuevo material, ya que el cemento Portland fue inventado en 1824. No existen registros de otros tras el éxito del Dr. Witte o una descripción adicional de los materiales que utilizó, aunque podemos suponer que utilizó cemento Portland. Un siglo más tarde, el Dr. Mahmoud Torabinejad de la Universidad de Loma Linda y su coinventor Dean White obtuvieron dos patentes estadounidenses para un material endodóntico a base de cemento Portland, que se conoció como agregado de trióxido mineral (MTA). Desde entonces se han emitido más de 20 nuevas patentes en los EE. UU. Y la UE para materiales que incluyen cemento Portland para odontología.

El término agregado de trióxido mineral (MTA) se determinó para un material dental que contenía cemento Portland mezclado con un polvo radiopaco (Torabinejad, 1993).

El nombre es adecuado primero porque el cemento Portland está hecho principalmente de tres óxidos: calcia, sílice y alúmina (CaO , SiO_2 y Al_2O_3). En segundo lugar, los minerales se utilizan como fuentes de los óxidos que se disparan en un horno para crear una agregación de fases.

El comportamiento del MTA a nivel del tejido conectivo actúa de la misma forma que lo hace el Hidróxido de Calcio; el Trióxido de Calcio que forma parte del MTA, al mezclarse con agua, se transforma en óxido de Calcio, el cual al estar en un medio húmedo, se disocia en iones Hidroxilo e iones Calcio, los cuales reaccionan con el Bióxido de Carbono presente en el tejido conectivo. El carbonato de Calcio que forma lo hace como cristales de CALCITA, los cuales estimulan a los fibroblastos presentes en la zona, para que se transformen en células productoras de tejido duro (osteoblastos, cementoblastos u odontoblastos) (Gandolfi et al., 2011).

Este material ha sido reportado y promovido como material bioactivo en función de su capacidad para producir apatita después de interactuar con iones fosfato derivados de fluidos corporales fisiológicos o simulados. Como este atributo se observó por primera vez en un vidrio bioactivo cuaternario $\text{SiO}_2 - \text{Na}_2\text{O} - \text{CaO} - \text{P}_2\text{O}_5$, las mismas definiciones empleadas para establecer la bioactividad in vitro y la bioactividad in vivo en sistemas de vidrio o vitrocerámica y los mecanismos propuestos involucrados en estos fenómenos se utilizan como planos para revisar si estas actividades son identificables en MTA y otros cementos de silicato de calcio. En lo que respecta a la bioactividad in vitro, todos los artículos publicados sobre este fenómeno demostraron claramente que algunas formas de deposición de fosfato de calcio en la superficie de los cementos de silicato de calcio después de que estos materiales se sumergieran en fluidos corporales simulados o fluidos que contienen fosfato. Es probable que estos depósitos de fosfato de calcio representen los precursores amorfos o cristalinos de la apatita carbonatada, o apatita carbonatada per se, dependiendo de la condición y el momento en que se examinaron las muestras y las técnicas empleadas para analizar estas precipitaciones inorgánicas. A este respecto, el fenómeno de la bioactividad in vitro de los cementos de silicato de calcio es indiscutible. (Gandolfi et al., 2011).

Basado en la misma definición adoptada para vidrio bioactivo y vitrocerámica, se ha demostrado bioactividad in vivo para al menos MTA gris y cemento Portland. Sin embargo, con frecuencia se observa una capa de tejido conectivo fibroso a lo largo de

la interfaz hueso-cemento recién formada que recuerda las respuestas observadas en los materiales bioinertes. La composición, las fases constitucionales y las características de hidratación de un cemento de silicato de calcio derivado del clínker son mucho más complejas en comparación con un sistema de vidrio bioactivo derivado de fusión cuaternario o incluso ternario. No se ha establecido la contribución de la hidratación temprana y tardía de diferentes fases constitucionales en los cementos de silicato de calcio derivados del clínker a la velocidad y extensión de la formación de apatita carbonatada. Además, faltan criterios universalmente aceptables para la evaluación objetiva de la bioactividad relativa in vivo de diferentes cementos de silicato de calcio hidráulico.

Como tal, el término "bioactividad" se usa de manera bastante ambigua y poco definida en los estudios sobre estos cementos.

En 2007, la AAE adoptó el término de "endodoncia regenerativa" para referirse al concepto de ingeniería tisular aplicado al restituto de la salud canalicular, en un modo que continúe el desarrollo de la raíz y los tejidos circundantes.

La introducción de estos materiales llamados "biocerámicos" significó un gran avance en este nuevo paradigma de terapias endodónticas (Hashem *et al*, 2009), dada su naturaleza y sus excelentes propiedades fisicoquímicas.

Como reportó Peters, en 2013, propiedades como biocompatibilidad y bioactividad son deseadas en este tipo de materiales para su uso en pulpas vitales. La primera se refiere a la habilidad de actuar como sustrato que va a promover una adecuada actividad celular, incluyendo la facilitación de señales moleculares y mecánicas, en orden de optimizar la regeneración tisular, sin generar ninguna respuesta negativa por parte del huésped. El término difiere dependiendo del campo en el cual éste sea implementado, estando relacionado a aquellos efectos celulares inducidos por iones activos y sustancias liberadas por dichos materiales dentro del campo de la ingeniería tisular, pero siempre haciendo referencia a la capacidad de los mismos de formar hidroxilos de apatita en la superficie de los mismos.

Los cementos biocerámicos son biocompatibles, ya que no producen respuesta inflamatoria de los tejidos periapicales al entrar en contacto con los mismos, son estables en ambientes biológicos, no sufren contracción de fraguado y su Ph es alcalino.

Otra característica importante es la capacidad de generar hidroxiapatita durante su proceso de fraguado; generando un enlace químico entre la dentina y el material de obturación, son de fácil manipulación y tienen un tiempo de trabajo de 3 a 4 horas aproximadamente; posee radiopacidad y es insoluble ante fluidos bucales.

Por tanto, los Biocerámicos más utilizados actualmente en endodoncia son: Sellado a base de silicato de calcio - Cementos - Cemento Portland, agregado de trióxido mineral (MTA), Selladores Biodentine (Septodont, Francia) - Sellador Endo CPM (EGO SRL, Buenos Aires, Argentina), MTA Fillapex (Angelus, Brasil), BioRoot RCS (Septodont, Francia), TechBiosealer (Profident, Kielce, Polonia). Mezcla de fosfatos de calcio / fosfato tricálcico / hidroxiapatita a base de silicatos de calcio y fosfatos de calcio - iRoot BP, iRoot BP Plus, iRoot FS (Innovative Bioceramix Inc., Vancouver, Canadá), EndoSequence BC Sealer (Brasseler, Savannah, GA, EE. UU.) / TotalFill (Tanomaru-Filho *et al.*, 2015), Bioaggregate (Innovative Bioceramix Inc., Vancouver, Canadá), Tech Biosealer (Prati *et al.*, 2015), Ceramicrete (desarrollado en Argonne National Lab, Illinois, EE. UU.) (Ghoddusi, 2014) TotalFill BC Sealer (FKG Dentaire SA, La Chaux-de-Fonds, Suiza. (Tanomaru-Filho *et al.*, 2017), y finalmente Bio-C Sealer (Angelus, Londrina, PR, Brasil) el cual es un nuevo sellador del conducto radicular que contiene silicatos de calcio, aluminato de calcio, óxido de calcio, óxido de circonio, óxido de hierro, dióxido de silicio y agente dispersante en su composición. (Zamparini *et al.*, 2019, Zordan-Bronzel *et al.*, 2019)

El resultado exitoso del tratamiento endodóntico se logra mediante el sellado apropiado de los materiales de relleno del conducto radicular. Se ha desarrollado una nueva generación de selladores endodónticos biocerámicos utilizando silicato de calcio. (Cavenago *et al.*, 2017). Las principales ventajas de los materiales biocerámicos están relacionadas con sus propiedades físicas y biológicas. Las biocerámicas son biocompatibles, no tóxicas y químicamente estables dentro del entorno biológico. (Silva *et al.*, 2017).

Aunque la alta solubilidad de los selladores a base de silicato de calcio puede considerarse una desventaja, su potencial bioactivo es una consecuencia de la solvencia de estos materiales incluso después del fraguado. (Uzunoglu-Ozyurek *et al.*, 2018).

Por otro lado, los selladores biocerámicos se han asociado con la penetración de selladores en los túbulos dentinarios (Balguerie et al., 2011). Esta mejor penetrabilidad observada para los selladores a base de silicato de calcio puede ser favorable para el sellado del conducto radicular (Uzunoglu-Ozyurek et al., 2018).

El objetivo final de la terapia endodóntica es mantener la pieza dentaria y devolver la salud a los tejidos circundantes del diente, es decir, prevenir o revertir cuadros inflamatorios e infecciosos. Una preparación químico mecánica, combinada con una obturación tridimensional son condiciones decisivas mediante una correcta limpieza y desinfección, para luego conformar y obturar los canales radiculares con adecuados materiales de obturación; logrando así finalmente permitir un sellado tridimensional, pudiendo desempeñar una reparación post terapia endodóntica adecuada a la técnica y material que se requiera, devolviendo de esta manera la integridad del arco dentoalveolar y su consecuente estética.(Kosev *et al.*, 2009).

El objetivo de este trabajo es definir los materiales biocerámicos, describir su evolución y tipos, demostrar los beneficios por su capacidad bioactiva y por tanto capacidad regeneradora de los tejidos duros.

CASO CLÍNICO

Paciente de sexo masculino de 17 años de edad, sin antecedentes médicos de relevancia concurre a una consulta odontológica en la Especialidad de Endodoncia , de la Facultad de odontología, Universidad Nacional de Cuyo derivado por el ortodoncista debido a un antecedente de traumatismo de larga data, durante la exploración clínica observamos fractura coronaria y cambio de coloración del elemento dentario 11 (**Fig.1**); se decide tomar una radiografía periapical preoperatoria de dicho elemento, utilizando placas radiográficas Kodak ultra-speed y contemplamos una imagen periapical radiolúcida de gran extensión que compromete los elementos 12-11 (**Fig.2**).



Fig. 1. Fotografía Preoperatoria.

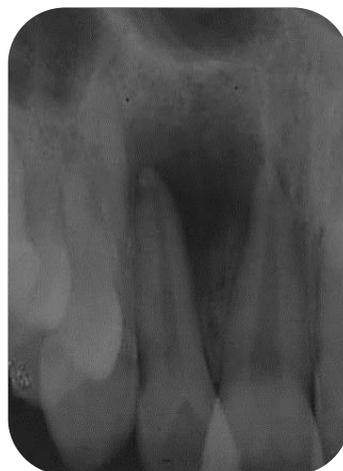


Fig. 2. Radiografía Preoperatoria.

Durante el examen clínico no se percibió movilidad ni presencia de tracto sinuoso. A la palpación y percusión no hubo respuesta sintomática. Se realizó las pruebas de sensibilidad térmicas, al frío con spray de enfriamiento (Kleep® ICE, Argentina), al calor con barras de gutapercha (Biomed®), la respuesta fue negativa en ambos elementos. Luego de un minucioso examen clínico y radiográfico se diagnosticó periodontitis apical crónica en el elemento 12 y 11.

Antes de realizar el procedimiento terapéutico se le comunicó a la madre y al paciente del diagnóstico y tratamiento a realizar, firmando así el consentimiento informado.

Se realizó la endodoncia en una sola sesión de ambos elementos.

Se colocó anestesia infiltrativa a fondo de surco (articaina clorhidrato al 4%-L-Adrenalina 1:100000 solución inyectable de laboratorio Bernabó Arg.), se procedió a realizar la apertura con fresa redonda diamantada número 4 a alta velocidad con irrigación y se realizó desgaste compensatorio y rectificación de acceso con una fresa Endo Z (Dentsply Maillefer), luego procedo al aislamiento de las piezas dentarias con goma dique (Hygenic Coltene) y clamp número 210 (Ivory), (**fig.3**).



Fig. 3. Apertura cameral y aislamiento de los elementos 11-12.

El cateterismo se realizó con una lima tipo K # 15 de 25 mm (Dentsply-Maillefer) en elemento 11 y 12. Se determina la longitud de trabajo mediante el uso de localizador apical, Propex Pixi (Dentsply Maillefer), resultando una medida de 23 mm para el

elemento 12 y 25 mm para el elemento 11. Se procedió a la limpieza y conformación de los conductos radiculares utilizando una técnica corono-apical con sistema de instrumentación mecanizada de Niquel Titanio PROTAPER® NEXT (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) .Se irrigó con Hipoclorito de Sodio al 5,25% (Tedequim S.R.L. Industria Argentina) mediante una jeringa descartable luer lock de 5 ml y aguja hipodérmica calibre 27 aspirando simultáneamente con microsuctor. Se secaron los conductos con puntas de papel absorbente (Meta Biomed). Se seleccionaron los conos maestros de gutapercha (Meta Biomed) taper 0.4 punta ISO #25 a 23 mm para el elemento dentario 12 y taper 0.4 punta ISO #30 a 25mm para el elemento 11, se decontaminaron en hipoclorito, secaron e introdujeron en los conductos radiculares.

Se realizó conometría (**Fig.4**) donde se corroboró la correcta adaptación de los conos principales en el conducto y a la longitud de trabajo previamente establecida.



Fig. 4. Conometría de elemento 11 y 12.

Se seleccionó el cemento sellador BIO-C SEALER a base de Silicato de calcio (Angelus, Londrina, PR, Brazil) (**Fig.5**) para realizar la obturación, se inyectó en los conductos con su jeringa monodosis, posteriormente se introdujeron los conos principales previamente escogidos y se procedió a la técnica de condensación lateral,

compactando lateralmente la gutapercha en frío mediante espaciador digital C de Ni Ti (Dentsply Sirona) e introduciendo en los espacios generados conos accesorios de gutapercha FM (Dia Dent), finalizada esta maniobra se concluyó cortando los conos con un instrumento caliente y compactando verticalmente la gutapercha, se limpió la cámara con una torunda embebida en alcohol y se colocó una obturación provisoria de Ionómero Vitreo (Megafill tipo II) se indicó al paciente realizar la restauración definitiva de las piezas dentarias a la brevedad posible. Se tomó una radiografía postoperatoria (**Fig. 6**) donde se observó depósito de material de obturación en forma accidental en el periápice del elemento dentario 11.



Fig. 5. Bio-C Sealer (Angelus, Londrina, PR, Brazil). Foto Tomada (angelus.ind.br).



Fig. 6. Radiografía posoperatoria. En donde se observa extravasación de cemento sellador.

A los 30 días de realizada la Endodoncia se realizó una radiografía de control donde se observó la reabsorción del material radiopaco (**Fig. 7**).



Fig. 7. Radiografía control a los 30 días, en donde se observa reabsorción del material.

A los 6 meses de realizada la endodoncia, se toma una radiografía control donde se observó una disminución de la radiolucidez periapical, aumento de la mineralización y por lo tanto la reparación de los tejidos circundantes al diente (**Fig. 8**).

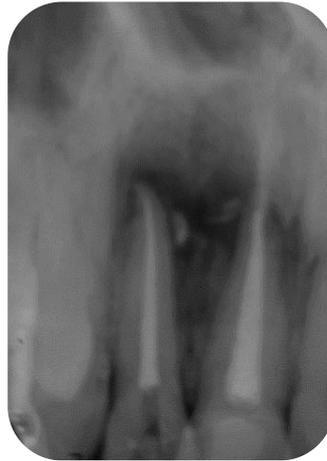


Fig. 8. Radiografía control a los 6 meses, se observa una reparación evidente.

Se realiza un nuevo control radiográfico a los 9 meses de realizada la intervención, a partir de la cual se observó una disminución considerable de la radiolucidez y consecuente reparación de los tejidos periapicales (**Fig. 9**).



Fig. 9. Radiografía control a los 9 meses, se observa aumento progresivo de la reparación.

DISCUSIÓN

De acuerdo a la poca literatura disponible, los cementos biocerámicos ofrecerían una alternativa perfecta para el sellado tridimensional de los conductos radiculares, por todas sus propiedades descritas y resumidas a continuación: su elevada capacidad antibacteriana, biocompatibilidad, osteoconducción, unión química a la dentina, fluidez, leve expansión de fraguado, escasa solubilidad, buena radiopacidad, tamaño reducido de partícula, facilidad de presentación y aplicación (Kosev et al., 2009, Hench et al., 2006, Jingzhi et al., 2011, Alanezi et al., 2010, Ciasca et al., 2012, RHirschman et al., 2012).

Se necesitan estudios que evalúen las propiedades fisicoquímicas de materiales basados en silicato de calcio recientemente desarrollados antes de considerar sus aplicaciones clínicas (Jafari et al., 2017).

Desde que empezaron a emplearse los biocerámicos como cementos selladores en el campo de la endodoncia hace relativamente poco, la mayoría de los estudios publicados al respecto son in vitro (Ciasca et al., 2012).

Los ensayos clínicos publicados hasta el momento en la literatura científica que analizan el comportamiento de los cementos biocerámicos presentes en el mercado, son escasos, (Jafari et al., 2017), y únicamente podemos encontrar estudios retrospectivos, con poco tiempo de evolución donde se evalúa la tasa de éxito de estos cementos sin compararlos con otros cementos convencionales.

En el caso clínico descrito se produjo una extravasación accidental de cemento sellador que fue reabsorbido al observar la radiografía de control a los 30 días. Según Schilder H. 1967 las sobreobturaciones con sellador endodóntico son muy frecuentes, especialmente, en piezas dentarias con mortificación pulpar y lesión perirradicular. Es importante diferenciar entre la sobreobturación y la sobreextensión. En ambas hay extravasación del material endodóntico a la zona perirradicular, mientras en la sobreobturación el conducto se encuentra tridimensionalmente obturado, en la sobreextensión la obturación apical es pobre en tridimensionalidad, permitiendo el pasaje de bacterias del conducto a la zona perirradicular y viceversa. En la sobreobturación la agresión es física y química, en tanto en la sobreextensión es física,

química y bacteriana (Goldberg F 1982). La zona perirradicular no puede reparar o mantener su estado de salud en presencia de bacterias (Lin LM et al., 1992). En las sobreobturaciones con sellador endodóntico éste es con frecuencia lentamente reabsorbido. Aunque es cierto que la reabsorción del material sobreobturado representa un trabajo extra para los tejidos que retarda la reparación “ad integrum”, sin embargo, difícilmente la impida (Barbakow FH et al., 1980, Ruddle CJ 1997). Algunos autores consideran que en una obturación radiográficamente satisfactoria, una pequeña sobreobturación con sellador sería una garantía para el sellado apical (Ruddle CJ 1992).

Aunque la alta solubilidad de los selladores a base de silicato de calcio puede considerarse una desventaja, su potencial bioactivo es una consecuencia de la solvencia de estos materiales incluso después del fraguado. (Uzunoglu-Ozyurek et al., 2018).

La solubilidad de los selladores a base de silicato de calcio puede explicarse por la liberación de iones OH^- y Ca^{2+} , (Donnermeyer et al., 2017); lo que corrobora resultados con respecto al pH alcalino para TotalFill BC Sealer y Bio-C Sealer y los bajos valores de solubilidad y pH para AH Plus. Un ambiente alcalino puede desempeñar un papel positivo en la curación apical, contribuyendo así a la formación de tejidos mineralizados (Urban et al., 2017). Los efectos de los materiales alcalinos (es decir, hidróxido de calcio, agregado de trióxido mineral, etc.) utilizados como apósitos para endodoncia o como materiales de relleno. Las propiedades mecánicas de la dentina radicular no son concluyentes y requieren mayor investigación (Shetty et al., 2017). Aunque Bio-C Sealer no cumple aún con los protocolos ISO o de la American National Standards Institute / ADA con respecto a la solubilidad, este sellador mostró un bajo cambio volumétrico (Lopes et al., 2019).

Por otro lado, los selladores biocerámicos se han asociado con la penetración de selladores en los túbulos dentinarios (Balguerie et al., 2011). Esta mejor penetrabilidad observada para los selladores a base de silicato de calcio puede ser favorable para el sellado del conducto radicular (Uzunoglu-Ozyurek et al., 2018).

Bio-C Sealer es un nuevo sellador disponible en el mercado. Se requiere más investigación antes de recomendar este sellador para su aplicación clínica. Con base en varios estudios, se ha llegado a la conclusión que este cemento tiene un tiempo de

fraguado corto, capacidad de alcalinización y un adecuado escurrimiento y radiopacidad (Urban et al., 2018).

También faltan datos sobre la potencial bioactividad in vivo de otros cementos de silicato de calcio tales como MTA blanco y materiales similares a MTA, así como cementos de silicato de calcio monofásicos. (Gandolfi et al., 2011). En cuestiones de estilo, es tentador nadar con la corriente al respaldar que los cementos de silicato de calcio hidráulico exhiben un comportamiento bioactivo predecible in vivo similar a los observados en 45S5 vidrio bioactivo. Sin embargo, uno debe reconocer que actualmente no hay evidencia científica suficiente para respaldar esta suposición. Más importante aún, los parámetros responsables de esta incertidumbre no han sido reconocidos. Aunque esta suposición puede ser válida, los métodos actuales generalmente empleados por la comunidad endodóntica para validar esta suposición dejan margen para realizar mejoras tanto en términos de comprender así como también su composición (incluidos los tipos de opacificador), las fases de hidratación y la alcalinidad de los diferentes cementos de silicato de calcio pueden influir en la previsibilidad de sus respuestas de unión ósea in vivo. (Gandolfi et al., 2011).

El término hidráulico, se refiere a que el material puede establecerse en ambientes húmedos (Prati y Gandolfi, 2015); es decir, que la reacción de curado tiene lugar cuando se mezcla con agua y puede endurecer en un ambiente húmedo (Moinzadeh et al., 2015) y que sus propiedades mejoran cuando entra en contacto con fluidos. Es importante tener en cuenta esta información, ya que todos los materiales que se usan en odontología están siempre en contacto con fluidos tisulares, saliva y sangre (Duarte et al., 2018). Los cementos basados en silicato de calcio hidráulico involucran a toda la familia de cementos similares al Mineral Trióxido Agregado (MTA) (Prati y Gandolfi, 2015) y los cementos en base a silicato tricálcico puro.

En relación al caso clínico expuesto, la metodología empleada para la obturación fue la técnica de condensación lateral con gutapercha en frío, como así recomienda Camilleri J. 2015 para el uso de sellador a base de silicato de calcio. Utilicé cemento sellador biocerámico Bio-C Sealer, que desde el punto de vista clínico, la ventaja de la presentación premezclada es evidente, ya que se ahorra tiempo y se obtiene un cemento homogéneo y bien proporcionado en sus componentes, a diferencia de los demás cementos de obturación, cuya preparación está supeditada al manejo del

operador (Koch K, et al., 2012). Además son hidrofílicos, fraguan sólo ante la exposición a un ambiente húmedo, humedad que es proporcionada por los túbulos dentinarios (Koch K, et al., 2013). De acuerdo a lo relatado por Koch (2010), al contener la dentina un 20% de agua en relación a su volumen, esta agua sería la que inicia el proceso de fraguado del cemento y la consecuente formación de hidroxiapatita. De esta manera, si el canal después del secado final quedara húmedo, no se vería afectada de manera negativa su capacidad de sellado. El ser hidrofílico, tener un tamaño de partícula pequeño, y adherirse de manera química a la dentina le otorga buenas propiedades hidráulicas.

Estudios realizados recientemente respecto de cómo se comportan los biocerámicos en relación a los ideales de un material de obturación, concluyen que estos son altamente biocompatibles. Zhang, W et al., 2010 deducen que serían menos citotóxicos que el cemento AH Plus, mientras que (Zhang, H et al., 2009) postulan que posee propiedades antibacterianas altamente efectivas, eliminando al *Enterococcus faecalis* en dos minutos, más rápido que los cementos AH Plus, Apexit, Tubliseal y Sealapex. Jingzhi et al., 2011 en su estudio compara su biocompatibilidad con la del MTA, y afirman que son muy similares, resultado que concuerda con el obtenido por Alanezi et al., 2010, quienes determinan que poseen una biocompatibilidad comparable con MTA gris y blanco. Ciasa et al., 2012 también comparan biocerámicos con MTA, estableciendo que ambos compuestos producen una cantidad similar de citoquinas, mientras que según Chang et al., 2014, los biocerámicos producirían menos mediadores inflamatorios que el cemento Sealapex.

Shokouhinejad et al., 2013 indican que los biocerámicos no son significativamente mejores que el cemento AH Plus, mientras que (Nagas, et al., 2011) sostienen que los biocerámicos tienen mayor resistencia y mejor fuerza de enlace en presencia de humedad. En relación a su capacidad de sellado apical, tanto (Wang et al., 2013 como Zhang W et al., 2009) concluyen que son muy similares al AH Plus, mientras que (Pawar et al., 2014) postulan que la capacidad de sellado de los biocerámicos es mejor que la del AH Plus.

Según estudios realizados por Zordan-Bronzel CL et al., 2019 donde comparan propiedades físico químicas como solubilidad, cambio volumétrico , ph, tiempo de fraguado, flujo, radiopacidad de tres selladores endodónticos AH Plus, TotalFill BC

Sealer y Bio-C Sealer. Los resultados corroboran para TotalFill BC Sealer y Bio-C Sealer un pH alcalino, solubilidad por encima al 10 % y cambio volumétrico inferior al 2% y bajos valores de solubilidad y pH para AHPlus. En cuanto al tiempo de fraguado TotalFill BC Sealer tuvo el tiempo de fraguado más largo seguido AHPlus, Bio-C Sealer presentó menor tiempo de fraguado.

En cuanto al flujo, propiedad importante para el relleno del conducto radicular (Tanomaru et al., 2017). Esta propiedad permite que el sellador penetre en las irregularidades de los sistemas de conductos radiculares (Siqueira et al., 1995). Todos los selladores evaluados presentaron tasas de flujo de conformidad con la norma ISO 6876, corroborando estudios previos, (Tanomaru et al., 2017, Seung et al., 2017). Sin embargo Bio-C Sealer presentó mayor caudal. Y por último la radiopacidad de los materiales de relleno de la raíz es esencial para evaluar el relleno del conducto radicular, (Versiani et al., 2016) y para distinguir el material de las estructuras anatómicas circundantes, (Vivan et al., 2009). En el presente estudio AHPlus mostró la radiopacidad más alta. TotalFill BC Sealer y Bio-C Sealer presentaron una radiopacidad similar. Esto probablemente se explica por la presencia, cantidad y proporción de agentes radiopacificantes en cada material, (Candeiro et al., 2012). Los resultados de radiopacidad de TotalFill BC Sealer y Bio-C Sealer fueron significativamente más bajos que los de AHPlus, probablemente porque los selladores a base de silicato de calcio tienen óxido de zirconio en su composición mientras que AHPlus contiene no solo óxido de zirconio sino también tungstenato de calcio, (Candeiro et al., 2012).

Ken Koch, en su artículo para la revista Dentistry Today (2012), nos entrega algunos consejos para el mejor uso de selladores biocerámicos: 1. No guardar bajo refrigeración: tomando en cuenta que es la humedad la que activa el proceso de fraguado de este material, se recomienda no refrigerarlo y mantenerlo a temperatura ambiente. 2. Usuarios nuevos no deben llevar la jeringa al canal: se recomienda primero sólo embeber el cono con el cemento en pos de conocer su viscosidad y capacidad de flujo, con la finalidad de no aplicar en demasía dentro del canal. 3. No usar mucho cemento: se recomienda llevar la punta no más allá del tercio medio y depositar una pequeña cantidad de sellador. El resto del cemento remanente dentro del lumen de la punta será usado para aplicarlo en el cono principal. 4. Usar conos con

revestimiento biocerámico: en esta técnica la gutapercha no crea el sello, solo rellena, es el cemento el que crea el sello del canal, y para obtener una máxima eficacia debemos usar conos con revestimiento y de esta forma generar una unión química entre la dentina y el cono principal. Estos conos además son un poco más rígidos y fáciles de manipular.

Los cementos biocerámicos ofrecerían una alternativa perfecta para el sellado tridimensional de los conductos radiculares, por todas sus propiedades descritas y resumidas a continuación: su elevada capacidad antibacteriana, biocompatibilidad, osteoconducción, unión química a la dentina, fluidez, leve expansión de fraguado, escasa solubilidad, buena radiopacidad, tamaño reducido de partícula, facilidad de presentación y aplicación (Kosev, et al., 2009, Hench LL. et al., 2006, Jingzhi et al., 2011, Alanezi, et al., 2010, Ciasca, et al., 2012, RHirschman et al., 2012). Los estudios que fundamentan estas propiedades han sido desarrollados por la casa comercial por lo que se necesitan más investigaciones, de carácter independiente y seguimiento clínico, para poder determinar y comprobar todas sus propiedades y corroborar que estamos frente a un excelente material.

CONCLUSIÓN

El relleno del conducto radicular es importante para el éxito a largo plazo del tratamiento endodóntico. Por lo tanto, los selladores del conducto radicular deben tener las propiedades físicas y químicas apropiadas para lograr el sellado tridimensional y excelentes propiedades biológicas y capacidad bioactiva para favorecer la reparación de tejidos periapicales. Aproximadamente el 60% de los fracasos endodónticos son a consecuencia de un sellado incompleto o deficiente del conducto radicular. Por eso no es de extrañar que una parte importante de la investigación en el área endodóntica la ocupe la evaluación de los diferentes cementos selladores y técnicas de obturación.

Sin embargo, ha sido recientemente cuando han aparecido en el mercado cementos selladores biocerámicos para la obturación de conductos radiculares. Se trata de materiales que en general son biocompatibles, no son tóxicos, no presentan contracción, actividad antibacteriana y son químicamente estables. Además, muchos de ellos tienen la capacidad de formar hidroxiapatita, debido a que el hidróxido de calcio liberado reacciona con los fosfatos existentes en los fluidos tisulares, lo que va a provocar un aumento de la mineralización y por lo tanto reparación de los tejidos que rodean al diente.

Son necesarios ensayos clínicos aleatorizados y controlados, con un mayor periodo de seguimiento que estudien la capacidad bioactiva de los cementos biocerámicos frente a aquellos que no presentan capacidad mineralizadora.

BIBLIOGRAFÍA

Alanezi AZ, Jiang J, Safavi KE, Spangberg LSW, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of EndoSequence Root Repair Material. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010; 109(3): 122-5.

Balguerie E, van der Sluis L, Vallaeys K, et al. Sealer penetration and adaptation in the dentinal tubules: a scanning electron microscopic study. *J Endod* 2011; 37: 1576–9.

Barbakow FH, Cleaton-Jones P, Friedman D. An evaluation of 566 cases of root canal therapy in general dental practice². Postoperative observations. *J. Endod*. 1980; 6: 485-489.

Beast S, Porter A, Thian E, Huang J. Bioceramics: Past, present and for the future, *Journal of the European Ceramic Society* (2008); 28: 1319–1327.

Beckham CA, Greenlee TK, Crebo AR. Bone formation at a ceramic implant interface. *Calcif Tissue Res*. 1971; 8(2):165–71.

Camilleri J. Sealers and warm gutta-percha obturation techniques. *J Endod*. 2015 Jan; 41(1):72-8.

Cao W, Hench LL. Bioactive materials. *Ceram Int*. 1996; 22: 493–507.

Candeiro GT, Correia FC, Duarte MA, et al. Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer. *J Endod* 2012; 38: 842–5.

Chang S, et al. In vitro biocompatibility, inflammatory response, and osteogenic potential of 4 root canal sealers: Sealapex, Sankin apatite root sealer, MTA Fillapex, and iRoot SP root canal sealer. *J Endod*. 2014 Oct; 40(10):1642-8.

Ciasca M, Aminoshariae A, Jin G, Montagnese T, Mickel A. A Comparison of the Cytotoxicity and Proinflammatory Cytokine Production of EndoSequence Root Repair Material and ProRoot MTA in Human Osteoblast Cell Culture Using Reverse-Transcriptase Polymerase Chain Reaction. *JOE*. 2012; 38(6); 486-9.

Cavenago BC, Del Carpio-Perochena AE, Ordinola-Zapata R, et al. Effect of using different vehicles on the physicochemical, antimicrobial, and biological properties of white mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2017; 43: 779–86.

Duarte, M.A.H.; Marciano, M.A.; Vivan, R.R.; Tanomaru Filho, M., Tanomaru, J.M.G.; Camilleri, J. Tricalcium silicate-based cements: properties and modifications. *Brazilian Oral Research* 2018; 32(1): 111–118.

El-Ghannam A, Ducheyne P, Shapiro IM. Effect of serum proteins on osteoblast adhesion to surface-modified bioactive glass and hydroxyapatite. *J Orthop Res.* 1999; 17: 340–5.

Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, De Stefano DE, Rossi PL, Prati C. Kinetics of apatite formation on a calcium-silicate cement for root-end filling during ageing in physiological-like phosphate solutions. *Clin Oral Investig.* 2010; 14 : 659–68.

Gandolfi MG, Taddei P, Siboni F, Modena E, Ciapetti G, Prati C. Development of the light-curable calcium-silicate MTA cement as root-end in oral surgery. Chemical-physical properties, bioactivity and biological behavior. *Dent Mater.* 2011; 27:e 134–57.

Greenspan DC. Bioactive glass: mechanism of bone bonding. *Tandläkartidningen Årk* 1999; 91 (8):1–32.

Gerhardt LC, Widdows KL, Erol MM, Burch CW, Sanz-Herrera JA, Ochoa I, Stämpfli R, Roqan IS, Gabe S, Ansari T, Boccaccini AR. The pro-angiogenic properties of multi-functional bioactive glass composite scaffolds. *Biomaterials.* 2011; 32:4096–108.

Ghoddusi J. *Material modifications and related materials.* Berlin Heidelberg: Springer, 2014.

Grossman L, Obturation of root canal. In: Grossman L 10th ed. Philadelphia, PA Lea and Febiger; 1982. Pag. 297.

Goldberg F. *Materiales y técnicas de obturación endodóntica.* Buenos Aires: Mundi, 1982:166-172.

Hench LL. Bioceramics: from concept to clinic. *J Am Ceram Soc.* 1991; 74: 1487–510.

Hench LL. The story of Bioglass®. *J Mater Sci Mater Med.* 2006; 17: 967–78.

Hench LL, Splinter RJ, Allen WC, Greenlee TK. Bonding mechanisms at the interface of ceramic prosthetic materials. *J Biomed Mater Res Symp.* 1971; 2 (1):117–41.

Hench LL, Paschall HA. Direct chemical bonding of bioactive glass-ceramic materials and bone. *J Biomed Mater Res Symp.* 1973; 4:25–42.

Jafari F, Jafari S. Composition and physicochemical properties of calcium silicate based sealers: a review article. *J Clin Exp Dent* 2017;9e1249-55.

Jingzhi M, Shen Y, Stojicic S, Haapasalo M. Biocompatibility of Two Novel Root Repair Materials. *JOE.* 2011; 37(6): 793-8.

Koch K, et al. A review of bioceramic technology in endodontics, *Roots International Magazine of Endodontology* (2013); 1: 6-13.

Koch K, et al. Bioceramics, Part I: The Clinician's Viewpoint, *Dentistry Today* (2012); 1: 130-136.

Kosev D, Stefanov V. Ceramic-based sealers as new alternative to currently used endodontic sealers, *Roots International Magazine of Endodontology* (2009); 1:42-48.

Lin LM, Skribner JE, Gaengler P. Factors associated with endodontic treatment failures. *J. Endodon.* 1992; 18: 625-627.

Lopes Zordan-Bronzel, Ferrari Esteves Torres, Tanomaru-Filho, Chavez-Andrade, Bosso- Martelo, Guerreiro -Tanomaru, et al. Evaluation of Physicochemical Properties of a New Calcium Silicate-based Sealer, Bio-C Sealer. *J Endod* 2019.

Malhotra S, Hedge M, Shetty C. Bioceramic Technology in Endodontics, *British Journal of Medicine & Medical Research* (2014); 4(12): 2446-2454.

Moinzadeh, A.T.; Jongsma, L.; de Groot-Kuin, D.; Cristescu, R.; Neiryneck, N.; Camilleri, J. Endodontologie in beweging: nieuwe concepten, materialen en technieken 2. Cone beam computer tomografie in de endodontische diagnostiek en behandelplanning. *Nederlands Tijdschrift Voor Tandheelkunde.* 2015; 122(9): 465–472.

Nagas E, Uyanik MO, Eymirli A, Cehreli ZC, Vallittu PK, Lassila LVJ, Durmaz V. Dentin moisture conditions affect the adhesion of root canal sealers. *JOE.* 2011; 38 (2): 240-4.

Neo M, Kotani S, Fujita Y, Nakamura T, Yamamuro T, Bando Y, Ohtsuki C, Kokubo T. Differences in ceramic-bone interface between surface-active ceramics and resorbable ceramics: a study by scanning and transmission electron microscopy. *J Biomed Mater Res.* 1992; 26:255–67.

Pawar S, et al. Evaluation of the apical sealing ability of bioceramic sealer, AH plus & epiphany: An in vitro study, *Journal of Conservative Dentistry* (2014); 17(6): 579-582.

Piotrowski G, Hench LL, Allen WC, Miller GJ. Mechanical studies of bone bioglass interfacial bond. *J Biomed Mater Res.* 1975; 9 (4):47–61.

Prati C, Gandolfi MG. Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dent Mater* 2015; 31 (4):351-370.

Kosev D, Stefanov V. Ceramic-based sealers as new alternative to currently used endodontic sealers, *Roots International Magazine of Endodontology* (2009); 1:42-48 2.

RHirschman W, Wheeler M, Bringas J, Hoen M. Cytotoxicity Comparison of Three Current Direct Pulp-capping Agents with a New Bioceramic Root Repair Putty. *JOE* 2012; 38(3); 385-8.

Ruddle CJ. Three-dimensional obturation of the root canal system. *Dentistry Today* 1992; 11: 28,30- 33,39.

Ruddle CJ. Endodontic overfills: good? bad? ugly? *Dentistry Today* 1997; 16.

Seitz TL, Noonan KD, Hench LL, Noonan NE. Effect of fibronectin on the adhesion of an established cell line to a surface reactive biomaterial. *J Biomed Mater Res.* 1982; 16 :195 –207.

Schilder H. Filling root canals in three dimensions. *Dent. Clin. North. Am.* 1967; 11:723-744.

Siqueira JF Jr, Fraga RC, Garcia PF. Evaluation of sealing ability, pH and flow rate of three calcium hydroxide-based sealers. *Endod Dent Traumatol* 1995; 11:225–8.

Seung J, Weir MD, Melo MA, et al. A modified resin sealer: physical and antibacterial properties. *J Endod* 2018; 44: 1553–7.

Shokouhinejad N, et al. Push-out bond strength of gutta-percha with a new bioceramic sealer in the presence or absence of smear layer. *Australina Endodontic Journal* 2013; 39: 102–106.

Song, M., Park, M., Lee, C. and Kim, E. (2014). Periapical Status Related to the Quality of Coronal Restorations and Root Fillings in a Korean Population. *Journal of Endodontics*, 40(2), pp.182-186.

Torabinejad M. Historical and contemporary perspectives on root-end filling materials. *J Endod.* 1993; 19 (8):432–3.

Tanomaru-Filho M, Viapiana R, GuerreiroTanomaru JM. From mta to new biomaterials based on calcium silicate. *Odovtos-Int J Dent Sci* 2015; 17(1):10-14.

Tanomaru-Filho M, Torres FF, Chaves-Andrade GM, et al Physicochemical properties and volumetric change of silicone/bioactive glass and calcium silicate-based endodontic sealers. *J Endod* 2017; 43: 2097-101.

Tanomaru-Filho M, Torres FF, Bosso-Martelo R, et al. A novel model for evaluating the flow of endodontic materials using micro-computed Tomography. *J Endod* 2017; 43: 796–800.

Torabinejad M. Historical and contemporary perspectives on root-end filling materials. *J Endod* 1993; 19 (8):432–3.

Troiano G., Perrone D, Dioguardi M, Buonavoglia A, Ardito F, Lo Muzio L. In vitro evaluation of the cytotoxic activity of three epoxy resin-based endodontic sealers. *Dental Materials* 2018; 37(3):374-378.

Tanomaru-Filho M, Viapiana R, GuerreiroTanomaru JM. From mta to new biomaterials based on calcium silicate. *Odovtos-Int J Dent Sci* 2015; 17(1):10-14.

Tanomaru-Filho M, Torres FF, Chaves-Andrade GM, et al Physicochemical properties and volumetric change of silicone/bioactive glass and calcium silicate-based endodontic sealers. *J Endod* 2017 ; 43 : 2097-101.

Uso del Pro RootMTA en perforaciones dentarias. *Revista OdontoUBA*. Brasil Karen, FranceschiCarla.

Uzunoglu-Ozyurek E, Erdogan O, Aktemur Turker S. Effect of calcium hydroxide dressing on the dentinal tubule penetration of 2 different root canal sealers: a confocal laser scanning microscopic study. *J Endod* 2018; 44: 1018–23.

Versiani MA, Abi Rached-Junior FJ, Kishen A, et al. Zinc oxide nanoparticles enhance physicochemical characteristics of Grossman sealer. *J Endod* 2016; 42: 1804–10.

Vivan RR, Ordinola-Zapata R, Bramante CM, et al. Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108: e 35–8.

Wang F, et al. Study on apical sealing ability of iRoot SP root canal sealer, Shanghai Kou Qiang Yi Xue. 2013; 22(2):156-9.

Zhang H, Shen Y, Ruse ND, Haapasalo M. Antibacterial activity of endodontic sealers by modified direct contact test against enterococcus faecalis. *JOE*. 2009; 35(7): 1051-5.

Zhang W, Li Z, Peng. Ex vivo cytotoxicity of a new calcium silicatebased canal filling material. *International Endodontic Journal*. 2010; 43(9): 769.

Zhang W, Zhi L, Peng B. Assessment of a new root canal sealer' s apical sealing ability. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2009; 107; 79-82.

Zhou, H., Shen, Y., Zheng, W., Li, L., Zheng, Y. and Haapasalo, M. (2013). Physical Properties of 5 Root Canal Sealers. *Journal of Endodontics*, 39(10), pp.1281-1286.

Zordan-Bronzel CL, Tanomaru.Filho M, Rodrigues EM et al. Cytocompatibility, bioactive potential and antimicrobial activity of an experimental calcium silicate based endodontic sealer.*IntEndod* 2019;52:979-86.