



**UNCUYO**  
UNIVERSIDAD  
NACIONAL DE CUYO

**FO**  
FACULTAD DE  
ODONTOLOGÍA



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
UNIVERSIDAD NACIONAL DE CUYO

TRABAJO FINAL PARA OPTAR AL TÍTULO DE ESPECIALISTA EN  
ENDODONCIA

**USO DE BIOCERÁMICOS EN ENDODONCIA EN EL TRATAMIENTO  
PULPAR DIRECTO EN ELEMENTOS DENTARIOS VITALES CON  
DESARROLLO RADICULAR INCOMPLETO**

Alumna: Od. Miralla, Sol Macarena

Director: Esp. Od. Caram Julio

MENDOZA, Noviembre 2023

## AGRADECIMIENTOS

A Dios, fuente de sabiduría y amor, por guiarme en este camino de formación profesional.  
A mi esposo Eduardo, compañero de vida, por su apoyo incondicional ante cada decisión en mi vida profesional. Gracias por estar siempre a mi lado, por creer en mí y por alentarme a seguir adelante.

A mi familia que cuidó a mis hijas en mis horas de ausencia mientras yo me formaba profesionalmente. Gracias por su comprensión, su paciencia y su cariño. Sin ustedes, nada de esto hubiera sido posible.

A mi familia adoptiva en Mendoza, que siempre nos reciben con tanto amor y cuidados, les debo mucho y estoy eternamente agradecida.

A mis hijas Faustina y Trinidad que son mi motor para ser mejor madre y profesional. Gracias por llenar mi vida de luz, de esperanza y de ilusión. Son mi mayor orgullo y mi razón de ser.

A mis amigas y compañeras de especialidad Lucila y Sabrina que han sido mi pilar en el cursado. Gracias por compartir conmigo tantos momentos de estudio, de risas, de angustias y de alegrías. Son unas excelentes profesionales y mejores personas.

A mi director de tesis Julio Caram y a todo el personal docente que ha ayudado a mi perfeccionamiento durante estos años. Gracias por su dedicación, su orientación y su exigencia. Han sido unos maestros ejemplares y unos referentes académicos.

A la Universidad Nacional de Cuyo y a todos los que de alguna manera ayudaron a que pueda completar el objetivo. Gracias por brindarme la oportunidad de acceder a una educación de calidad y por formar parte de esta prestigiosa institución.

## ÍNDICE

|                    |         |
|--------------------|---------|
| Resumen .....      | Pág. 4  |
| Introducción.....  | Pág. 5  |
| Caso clínico ..... | Pág. 21 |
| Discusión.....     | Pág. 26 |
| Conclusión.....    | Pág. 34 |
| Bibliografía.....  | Pág. 35 |

## **RESUMEN**

Los biocerámicos han revolucionado el campo de la endodoncia, permitiendo la resolución de casos que antes no tenían buen pronóstico. Estos materiales son biocompatibles con los tejidos humanos y promueven su reparación, generando hidroxiapatita a través del proceso de hidratación del silicato de calcio. Sus propiedades les otorgan excelentes prestaciones clínicas, siendo ideales para aplicar dentro y fuera del canal radicular. Los biocerámicos tienen un potencial osteoconductor y osteoinductor, estimulan la diferenciación celular y forman hidroxiapatita al tomar contacto con fluidos fisiológicos que presentan fosfato.

La terapia pulpar vital se ha convertido en el tratamiento de elección tanto para dientes con desarrollo radicular completo como incompleto. Esta terapia permite mantener la vitalidad pulpar, mejorar la resistencia a las fuerzas de masticación, prevenir la pérdida de sensibilidad del diente y responder frente a estímulos. En dientes vitales, el recubrimiento pulpar con biocerámicos alcanza una mayor tasa de éxito que con hidróxido de calcio. En dientes permanentes inmaduros con necrosis pulpar, mediante la revascularización, pueden inducir la regeneración del complejo dentino-pulpar continuando el desarrollo radicular.

Cada vez se tiende a proteger más y mejor los dientes naturales, postergando la extracción el mayor tiempo posible, con el objetivo de mejorar la función masticatoria y la calidad de vida de los pacientes.

La caries dental es una enfermedad crónica con alta prevalencia en niños con elementos dentarios con ápice inmaduro. La prevalencia de las principales enfermedades bucodentales sigue aumentando a nivel mundial a causa de los cambios en hábitos y alimentación. Por lo tanto, es crucial implementar medidas preventivas y tratamientos efectivos como los biocerámicos en la terapia pulpar vital para colaborar en la solución de este problema.

## INTRODUCCION

La endodoncia, como rama especializada de la odontología, es la ciencia que se ocupa de diagnosticar y tratar las morbilidades de la pulpa dental y los tejidos peri radiculares, con el objetivo de preservar la salud y el mantenimiento de la pieza dental en la cavidad bucal. Cuando es necesaria una intervención endodóntica, el tratamiento consiste en la eliminación del tejido patológico, conformación del sistema de conductos, desinfección y sellado tridimensional (Cohen, Burns 1993).

A pesar de las altas tasas de éxito reportadas, en muchos casos nos enfrentamos a complicaciones que implican perforaciones, desviaciones e incluso situaciones no iatrogénicas, pero que implican un mayor grado de dificultad para la resolución clínica, como en los casos de reabsorciones dentinarias internas, externas y dientes con rizogénesis incompleta (Torabinejad *et al.*, 2018).

Uno de los avances más significativos de las últimas décadas es la introducción y desarrollo de los biocerámicos, a base de Trióxido Mineral Agregado (MTA), también denominados Cementos Hidráulicos a Base de Silicato de Calcio (HCSC).

El primer artículo del siglo XX sobre biocerámicos hidráulicos presentado como material experimental se lo denominó, “Agregado MT”. Posteriormente adquiere un nombre descriptivo, no químico, MTA. Dicho material se describió como un polvo hidrófilo compuesto de silicato tricálcico, aluminato tricálcico, óxido de silicato y algunos otros óxidos minerales” (Lee *et al.*, 1993).

En 1993, el profesor Mahmoud Torabinejad, de la Universidad de Loma Linda, EE. UU., desarrolló un material para tratar perforaciones radiculares, que tuviese la propiedad de fraguar en contacto con fluidos. Así surgió un cemento de reparación conocido como Agregado de Trióxido Mineral (MTA), material a base de silicato de calcio (Lee *et al.*, 1993).

Su composición se basa en gran medida en componentes del cemento Portland (silicato dicálcico y tricálcico, silicato de Al y Fe). Tiene propiedades importantes como la

capacidad de fraguar y sellar en ambientes húmedos, contaminados con sangre, es biocompatible, y posee propiedades mecánicas adecuadas. Sus principales limitaciones son el largo tiempo de fraguado, la baja radiopacidad y la difícil manipulación (Prati *et al.*, 2015).

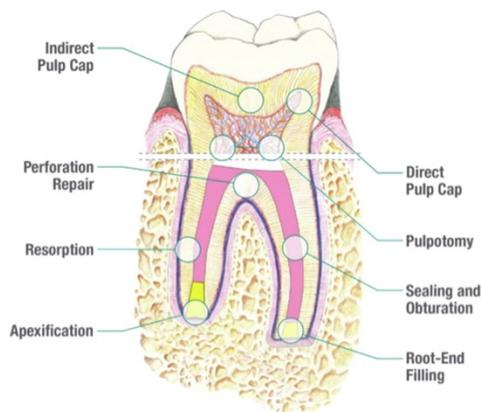
La historia del cemento Portland de silicato de calcio se remonta a la época romana donde se creó este material que tenía la propiedad de fraguar en presencia de agua. Moliendo cal y un producto volcánico encontrado en Puteoli (de ahí el nombre puzolana), que ayudó al hormigón romano a fraguar rápidamente, incluso cuando estaba sumergido en agua, permitiendo la construcción de puentes, puertos, acueductos, monumentos y edificios. En 1824 un albañil inglés, patentó un proceso para fabricarlo al que llamó cemento Portland. El cemento Portland moderno se elabora mezclando sustancias que contienen cal, sílice, alúmina y óxido de hierro y luego calentando la mezcla. La Puzolana sigue siendo el principal componente de muchos cementos Portland.

El cemento Portland data en odontología desde antes de 1878, donde se mezcló cemento Portland con agua, ácido fénico y creosota para colocarlo bajo una obturación de oro (Witte, 1878). Un siglo más tarde el Dr. Torabinejad y el Sr White revisaron el cemento Portland para uso dental y patentaron su uso para endodoncia donde lo describieron como “polvo cerámico de cemento Portland compuesto por, silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico y aluminoferrita tetracálcica, y en menores proporciones, óxidos óxido de Bismuto, potasio, sodio y sulfatos”, por lo tanto, MTA es una formulación a base de cemento Portland.

A excepción del componente de óxido de bismuto, el cemento Portland y el MTA tienen una composición principal similar de silicato tricálcico y dicálcico, que durante la hidratación produce gel de hidrato de silicato de calcio e hidróxido de calcio. Sin embargo, el MTA mostró falta de potasio y menos dialuminato de calcio y sulfato de calcio deshidratado en comparación con el cemento Portland tipo I. A pesar de la similitud, se reportan varias diferencias entre los materiales en términos de expansión, composición química, composición química superficial, porosidad, resistencia a la compresión, radiactividad, liberación de iones de calcio y tamaño de las partículas. Varios

investigadores han tratado de añadir óxido de bismuto, como radiopacificador al cemento Portland, sin embargo, se observó un aumento en la porosidad, solubilidad y degradación del material, además la mezcla mostró una mayor cantidad de grietas (Parirokh *et al.*, 2010a).

Hasta el año 1998 había solo un material tipo MTA, disponible en el mercado; Torabinejad (1993), demostró los beneficios sobre la amalgama dental y el óxido de zinc eugenol en cuanto a citotoxicidad e implantación ósea. Otros estudios confirmaron el rendimiento del material ante la filtración de fluidos, pruebas bacterianas y de endotoxinas. Las pruebas realizadas en animales, mostraron eficacia de las obturaciones en ápices en monos y perros (Torabinejad *et al.*, 1995d). El cemento MTA fue recomendado como material en tratamientos de apexificación (Bogen y Kuttler, 2009), retro obturación apical (Tang *et al.*, 2002), reparación de perforaciones (Lee *et al.*, 1993) y en recubrimiento pulpar directo (Ford *et al.*, 1996) (**Figura 1**).



**Fig 1.** Aplicaciones clínicas de los Cementos bioactivos de Silicato de Calcio. Ilustración tomada de Carolyn M. Primus, Franklin R. Tay, Li-na Niu, Bioactive tri/dicalcium silicate cements for treatment of pulpal and periapical tissues, Acta Biomaterialia, Volume 96, 2019, Pages 35-54

A pesar de la escasez de información de los primeros experimentos *in vitro* y falta de estudios clínicos, el MTA se ganó la confianza de muchos odontólogos clínicos que propusieron su uso para endodoncia restaurativa y regenerativa, en primer lugar, por su perfil hidrofílico, ya que puede aplicarse en un ambiente húmedo, como la dentina, la cual está compuesta por casi el 20% de agua (Koch *et al.*, 2010). En segundo lugar, porque posee excelentes propiedades de biocompatibilidad debido a su similitud con la hidroxiapatita biológica. En tercer lugar, por presentar capacidad osteoinductora

intrínseca, y lograr un excelente sellado hermético al formar un enlace químico con la estructura del diente, y finalmente por poseer una buena radiopacidad y gran capacidad antibacteriana (Raghavendra *et al.*, 2017).

El primer producto MTA disponible comercialmente fue ProRoot MTA, disponible en EE. UU. en 1999, el mismo material a base de silicato de calcio asociado con un radiopacificador que tenía como objetivo hacerlo visible. También se eliminaron los iones pesados de su composición utilizando un proceso de refinamiento y mayor control de fabricación (Duarte *et al.*, 2005), era de color gris oscuro y comercializado por Dentsply. El color gris era dado por la fase de aluminoferrato cuya finalidad era mejorar el fraguado (Storm *et al.*, 2008). Debido a las pobres características estéticas que presentaba, en 2002 surgió una versión blanca.

A pesar de las similitudes en la composición de ProRoot MTA blanco y gris con el cemento Portland blanco y gris (Asgary *et al.*, 2009; Parirokh *et al.*, 2010b), ambos tipos de ProRoot MTA mostraron niveles significativamente más bajos de arsénico en comparación con el cemento Portland blanco y gris. Además, el cemento Portland gris mostró concentraciones de plomo significativamente más altas que el ProRoot MTA gris y blanco y el cemento Portland blanco. Las cantidades de cromo, cobre, manganeso y zinc en el cemento Portland gris fueron significativamente más altas en comparación con el cemento Portland blanco y el ProRoot MTA gris y blanco (Chang *et al.*, 2010). La cantidad de oligoelementos liberados por el cemento Portland tanto en la solución fisiológica (solución equilibrada de Hank: HBSS) como en el entorno ácido fue mayor que la de varios materiales a base de silicato de calcio, como BioAggregate (BA), Biodentine (BD), y MTA Angelus (AMTA). El cemento Portland tenía más altas concentraciones de cromo, y arsénico en comparación con MTA Angelus (Camilleri *et al.*, 2012). A pesar de no tener una diferencia significativa en las cantidades de arsénico en su composición, el cemento Portland blanco y el Angelus MTA liberaron cantidades más altas de arsénico que el ProRoot MTA cuando las muestras se colocaron en agua o en fluido corporal sintético. El cemento portland gris no solo tiene niveles significativamente más altos de plomo, arsénico y cromo en su composición material en comparación con

Angelus MTA y ProRoot MTA, sino que también libera cantidades significativamente más altas de estos elementos en el agua o en el fluido corporal sintético (Schembri *et al.*, 2010). Las cantidades de arsénico en todos los tipos de cemento Portland blancos no son las mismas. De-Deus *et al.*, (2009) mostró diferencias significativas de arsénico en diferentes marcas de Cemento Portland. Se observa mayor solubilidad con MTA en comparación con el cemento Portland (Vivan *et al.*, 2010). El MTA muestra mejor bioactividad, porque endurece de una forma más estructurada que el cemento Portland (Formosa *et al.*, 2012). El cemento Portland muestra propiedades antibacterianas y antifúngicas similares al MTA contra *Enterococcus faecalis*, *Micrococcus luteus*, *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis*, *Pseudomonas aeruginosa* y *Candida albicans* (Parirokh *et al.*, 2010a).

El uso de estos materiales ha requerido el desarrollo de nuevas formulaciones para facilitar mejoras en el estado físico y sus propiedades químicas. Además, los riesgos percibidos asociados con la presencia de aluminio, arsénico y metales pesados presentes en el cemento Portland requirió el desarrollo de nuevos cementos a base de Silicato de calcio más puros (Camilleri *et al.*, 2015). Así el silicato tricálcico sustituyó la formulación original del cemento Portland eliminando el aluminio y oligoelementos. Estos nuevos materiales están basados en la química del radiopacificador y silicato tricálcico. (Camilleri *et al.*, 2015), que son reconocidos por su bioactividad y biocompatibilidad (Dutta y Saunders, 2014). La biocompatibilidad es la capacidad de promover una respuesta adecuada en el tejido al que se aplica el material, sin presentar efectos deletéreos, además de promover un efecto beneficioso. La bioactividad es la capacidad que tiene un material de interactuar químicamente con los tejidos del organismo (Vallittu *et al.*, 2008). De esta manera, en la interfaz del biomaterial y el tejido, se produce una interacción que culminará en una capa de apatita carbonatada, aportando beneficios al tejido receptor conduciendo al éxito clínico (Reyes Carmona *et al.*, 2009).

Los biocerámicos son materiales cerámicos biocompatibles u óxidos metálicos con capacidad de sellado mejorada, actividad antibacteriana y antimicótica aplicada para uso en medicina y odontología (Raghavendra *et al.*, 2017).

Tienen la capacidad de funcionar como tejidos humanos o de reabsorberse y estimulan la regeneración de tejidos (Raghavendra *et al.*, 2017). El prefijo “bio” se refiere a su biocompatibilidad debido a su similitud con la hidroxiapatita biológica (Simon y Flouriot, 2016). Poseen capacidad osteoinductora intrínseca por su capacidad de absorber sustancias osteoinductivas si hay un proceso de curación ósea próximo. Funciona como un andamio regenerativo de redes reabsorbibles que proporcionan un marco que eventualmente se disuelve a medida que el cuerpo reconstruye el tejido (Raghavendra *et al.*, 2017), propiedades antibacterianas resultado de la precipitación in situ después del fraguado, que conduce al secuestro bacteriano, y la formación de polvos porosos que contienen nanocristales con diámetros de 1 a 3 nm impidiendo la adhesión bacteriana. Los iones de fluoruro son constituyentes de los cristales de apatita, y el nanomaterial resultante tiene propiedades antibacterianas (Jitaru *et al.*, 2016).

El término bioactivo de acuerdo con la definición de Hench (2006), es aquel material que provoca una respuesta biológica específica en la interfaz del material, estimulando la regeneración de tejidos vivos, como resultado del vínculo formado entre los tejidos vivos y el material (Niu *et al.*, 2014). El primer material bioactivo, Bioglass 45S5, es la marca registrada por la Universidad de Florida, es un fosfosilicato de calcio y sodio (Hench, 2006; Jones, 2015). De acuerdo con Kokubo y Takadama (2006), los materiales bioactivos son aquellos que formarán apatita carbonatada después de sumergirse en una solución similar al suero, formando enlaces químicos directos con el hueso o tejidos blandos de un organismo como resultado de la reacción del hidróxido de calcio con los fosfatos de calcio y fluidos tisulares (Camilleri, 2011; Simon y Flouriot, 2016). Los términos "biocerámico", "MTA" y "cemento de silicato de calcio" pueden ser confusos, ya que no todas las propiedades se comparten entre dichos materiales. Las diferentes composiciones de los cementos, las variaciones en la distribución, como el tamaño de las partículas, espesantes, acelerantes y otros componentes, pueden afectar las propiedades, el manejo y las reacciones químicas, todo esto traerá aparejado variaciones en su rendimiento (Ha *et al.*, 2017b).

Las mejoras logradas en las propiedades fisicoquímicas de los materiales endodónticos y en los biocerámicos permitieron su uso en situaciones clínicas consideradas críticas (Lee *et al.*, 1993). Algunas de estas propiedades clínicas mejoradas son excelente consistencia y manejo, así como un buen tiempo de trabajo y fraguado.

Los cementos a base de silicato de Calcio son capaces de lograr una reacción de fraguado a temperatura ambiente con agua, y formar una masa sólida, esta tolerancia a la humedad es una gran ventaja en la odontología donde la humedad de los tejidos puede interferir con la colocación y el fraguado de materiales, en el campo de la endodoncia los cerámicos hidráulicos de interés son los silicatos tricálcicos, que son los más comunes (Primus *et al.*, 2019).

A partir de este material experimental de la década del 90, el mercado ha crecido y hoy se ofrecen más de veinte cementos hidráulicos comerciales.

El MTA fragua a través de una reacción exotérmica, que requiere hidratación de su polvo para producir una pasta de cemento que endurece con el tiempo. Las reacciones más importantes son el silicato tricálcico y el silicato dicálcico que reaccionan con agua para producir hidratos de silicato de calcio (CSH) e hidróxido de calcio [Ca(OH)<sub>2</sub>]. La bioactividad del MTA se atribuye a la hidratación del polvo que provoca la disolución y difusión del Ca<sup>2+</sup>, la formación de productos de reacción (CS-H y Ca[OH]<sub>2</sub>) y reacciones adicionales que dan como resultado la formación de apatita (Raghavendra *et al.*, 2017).

La reacción de fraguado se ha descrito como un proceso de disolución-precipitación con disolución gradual de las partículas de silicato de calcio no hidratadas y la posterior formación de productos de hidratación como cristales de hidrato de silicato de calcio alargados radiales en forma de aguja e hidróxido de calcio (portlandita) dentro de un hidrato de silicato de calcio (CSH) gel amorfo. En este momento, las fases hidratada y no hidratada todavía están presentes y permiten un rápido intercambio iónico (Richardson *et al.*, 2004; Gandolfi *et al.*, 2010c).

La humedad, es decir fluidos biológicos, es esencial para permitir la reacción de fraguado y activar la bioactividad del cemento, como la formación de apatita (Tay *et al.*, 2008; Gandolfi *et al.*, 2011a).

Gandolfi ha propuesto las siguientes etapas para la nucleación de fosfatos de calcio en la superficie de HCSC:

1. Se forma una interfaz sólido-líquido en las partículas minerales y la disolución de los iones se produce casi de inmediato. Los iones  $\text{Ca}^{2+}$  migran rápidamente a la solución de mezcla y se forma portlandita  $\text{Ca OH}_2$ .
2. Los silicatos son atacados por grupos de iones OH en un ambiente alcalino y se forma una fase CHS en las partículas minerales. CHS es una capa de gel de silicato hidratado poroso, de grano fino y desorganizado que contiene grupos silanol Si-OH y cargas superficiales negativas que pueden actuar como sitios de nucleación para la formación de apatita.
3. CSH contiene un exceso de hidróxido de calcio, portlandita, formado por iones  $\text{OH}^-$  de moléculas de agua disociadas y iones  $\text{Ca}^{2+}$  de las partículas de cemento, por lo que se produce una fuerte y continua salida de hidróxido de calcio de CSH durante las primeras horas después de la mezcla provocando un marcado aumento del pH y un aumento en la concentración de iones calcio en el ambiente circundante. Los cristales de portlandita se nuclean dentro de la pasta húmeda hidratante y también son detectables en la superficie. La liberación de portlandita persiste durante mucho tiempo en condiciones de almacenamiento, como lo revela el alto pH del medio húmedo que permanece constante entre 11 y 12, dependiendo de la química del material.
4. Cuando se expone a un fluido que contiene fosfato o fluidos corporales, una serie de reacciones toman lugar en la superficie de los HCSC entre el calcio del cemento y el fosfato de la solución, es decir la absorción de Ca e iones  $\text{P}^-$  en los grupos silanol (SI-OH) de la superficie CSH rica en sílice y la precipitación de fosfatos de calcio y apatita. Estos se depositan en forma de una capa de esférulas que rellenan las porosidades superficiales (Gandolfi *et al.*, 2010c, 2011a).

Biodentine es un producto a base de silicato de calcio que estuvo disponible comercialmente en 2009 (Septodont, Saint Maur des Fosses, Francia). El material está

formulado utilizando la tecnología del cemento a base del MTA, pero con mejoras en sus propiedades físicas y de manipulación.

La reacción de fraguado de Biodentine es similar a la del MTA con la formación de gel de hidrato de silicato de calcio (C – S – H) e hidróxido de calcio. Sin embargo, el carbonato de calcio actúa como un sitio de nucleación para el gel de hidrato de silicato de calcio, lo que reduce la duración del período de inducción, lo que lleva a un tiempo de fraguado más rápido y mejora la microestructura. El polímero hidrosoluble reduce la viscosidad del cemento y mejora el manejo (Malkondu *et al.*, 2014). Su tiempo de fraguado inicial es 9 a 12 minutos y un tiempo de fraguado final de 45 minutos. Este tiempo de fraguado más corto es una mejora en comparación con otros materiales de silicato de calcio. Esto se debe a la adición de cloruro de calcio al líquido de mezcla (Singh *et al.*, 2014).

La resistencia a la compresión alcanza más de 100 MPa en la primera hora. La resistencia mecánica continúa mejorando hasta alcanzar más de 200 MPa a las 24 horas, que es más que el valor de la mayoría de los ionómeros de vidrio. Biodentine tiene la capacidad de seguir mejorando con el tiempo durante varios días hasta alcanzar los 300 MPa al cabo de un mes. Este valor se vuelve bastante estable y está en el rango de la resistencia a la compresión de la dentina natural, 297 MPa (Arora *et al.*, 2013). Su módulo elástico es de 22,0 GPa, muy similar al de la dentina, 18,5 GPa (Ranjan, 2014).

Para analizar y describir las propiedades de los biocerámicos, se ha utilizado como estándar de oro el Pro-Root MTA blanco, ya que fue por muchos años el único HCSC del mercado, y con él se comparan los cementos más nuevos que se incorporan al mercado. Se han propuesto muchos materiales experimentales para investigar su eficacia y mejorar algunos de los inconvenientes de los cementos originales, tales como: largo tiempo de fraguado, difícil manejo y manipulación, riesgo de lavado en un ambiente demasiado húmedo, baja radiopacidad y alto costo (Prati *et al.*, 2015).

Poseen capacidad de expansión y sellado, se expanden entre un 0,2% al 6% del volumen inicial. La absorción de agua induce expansión y contribuye en gran medida a la capacidad

de sellado, aunque las proteínas del medio y fluidos corporales reducen la expansión de los HCSC y aumentan el tiempo de fraguado (Gandolfi *et al.*, 2009a).

Las pruebas polimicrobianas son métodos para detectar la capacidad de sellado y propiedades antibacterianas de un sellador de conducto radicular. Varios estudios demostraron las propiedades antibacterianas de los HCSC, contra *Enterococcus faecalis*. Esto probablemente esté relacionado con la liberación y difusión activa de hidróxido de calcio del cemento a través de la dentina y su actividad alcalinizante (Lovato *et al.*, 2011; Zhang *et al.* 2009).

La propiedad de radiopacidad de los cementos hidráulicos a base de silicato de calcio está dado por diferentes agentes radiopacificadores; ProRoot MTA contiene aproximadamente un 20 % de óxido de bismuto, similar a MTA Angelus, Tech Biosealer root-end y Tech Biosealer endo y MM-MTA. Otros cementos contienen diferentes componentes como óxido de circonio, sulfato de bario y tungstato de calcio para mejorar su radiopacidad (Camilleri *et al.*, 2010; Gandolfi *et al.*, 2014a). El óxido de bismuto puede reducir la biocompatibilidad del cemento, como lo demuestran *in vitro* Gandolfi *et al.*, (2009b, 2010b). Por estas razones, algunos HCSC comerciales se producen sin radiopacificador, principalmente si se aplican en terapéuticas específicas, como la pulpotomía o la apicogénesis.

Los cementos hidráulicos a base de silicato de calcio liberan iones Ca durante mucho tiempo después del fraguado y son la única familia de materiales que garantizan una liberación continua en contacto con la dentina y el hueso húmedos (Gandolfi *et al.*, 2014b). Los HCSC con NaF liberan iones F e inducen la formación de fluorapatita (Gandolfi *et al.*, 2011a; Taddei *et al.*, 2014). Los cementos de silicato de calcio que contienen fosfatos de calcio liberan iones P y aceleran la formación de apatita (Gandolfi *et al.*, 2011a; Taddei *et al.*, 2014).

Todos los HCSC poseen una actividad alcalinizante y aumentan el pH local durante su reacción de hidratación, y además con la liberación de hidróxido de calcio se puede explicar las propiedades antibacterianas reportadas (Al-Hezaimi *et al.*, 2005; McHug *et al.*, 2004; Siqueira *et al.*, 1999). Los efectos letales del hidróxido de calcio sobre las

células bacterianas se deben a la desnaturalización de las proteínas y al daño al ADN y a la membrana citoplasmática (Siqueira *et al.*, 1999). El pH alto (lixiviación de iones hidroxilo) produce una actividad antimicrobiana contra los patógenos endodónticos comunes; el pH 10,5 a 11,0 retarda el crecimiento de *E. faecalis*, mientras que ningún crecimiento se produce a pH 11,5 o superior (Al-Hezaimi *et al.*, 2005).

La mayor porosidad es el resultado de un incremento en la reactividad y la capacidad de liberar iones bioactivos biológicamente relevantes, pero podría influir negativamente en la capacidad de sellado y en la adaptación marginal al crear canales interconectados y dejar espacio para las filtraciones. Una evaluación de micro-TC demostró que estas porosidades pueden disminuir con el paso del tiempo, probablemente debido tanto a la expansión hidráulica del material como a la formación de precipitados de fosfato de calcio que pueden llenar los espacios abiertos Gandolfi *et al.*, (2010a, 2014a). Gandolfi *et al.*, (2014b) informó que la solubilidad de los HCSC oscilaba entre el 12 y el 38 %, dependiendo de la composición química del material. TheraCal mostró una solubilidad muy baja 2,75%, probablemente relacionada con su alto contenido de resina, y la solubilidad de los cementos de hidróxido de calcio modificados con resina oscilaba entre el 1,73 % y 5,0% (Gandolfi *et al.*, 2014b). Los HCSC han mostrado la capacidad de crear una superficie bioactiva, gracias a la nucleación de fosfatos de calcio y la formación de una capa de apatita (Gandolfi *et al.*, 2008, 2010a; Taddei *et al.*, 2014; Sarkar *et al.*, 2005; Reyes-Carmona *et al.*, 2011; Bryan *et al.*, 2010). El crecimiento y la diferenciación celulares están relacionados con la nano morfología de la superficie y la presencia de apatita en el cemento. La composición y morfología de la superficie externa son altamente reactivas y ofrecen muchos intercambios iónicos con los fluidos corporales, esto puede desempeñar un papel positivo como promotor de la diferenciación celular y para estimular la reparación de tejidos, la osteogénesis y la cementogénesis (Reyes-Carmona *et al.*, 2009, 2011; Bryan *et al.*, 2010; Thompson *et al.*, 2003; Tecles *et al.*, 2008; Shen *et al.*, 2015; Seo *et al.*, 2013). El mayor contenido de Si de estos cementos también puede mejorar la expresión de la unión, proliferación y diferenciación celular.

En el mercado están disponibles una larga lista de HCSC, basados en la formulación original y con modificaciones, encontrando al menos un biocerámico fotopolimerizable. Los clasificamos en base a su presentación, los de una sola fase o premezclados, que se presentan listos para su uso (**Tabla 1**), y los o que se presentan en dos fases y deben ser mezclados (**Tabla 2**). Nos centramos en aquellos indicados para obturación radicular, reparación de perforaciones, apexificación, apicogénesis, recubrimiento pulpar directo, pulpotomía y recubrimiento pulpar indirecto, endodoncia regenerativa, reabsorciones radiculares internas o externas, y en reimplante intencional, sin presencia de resinas, y se consideren biocerámicos a base de silicato de calcio “puros”.

Los biocerámicos premezclados están compuestos por silicatos de calcio, óxido de circonio, óxido de tantalio, fosfato de calcio monobásico y cargas. Tienen buenas propiedades mecánicas, biológicas y de manipulación.

Presentan una serie de ventajas, al ser un producto premezclado está listo para usar, sin requisitos previos para mezclar y manipular, evitando errores del operador, al dispensar la cantidad necesaria de material se evita el desperdicio, tiene consistencia homogénea y es fácilmente condensable, al fraguar se expanden ligeramente, lo que proporciona un mejor sellado (Koch, 2009).

Debido a estas ventajas, los materiales biocerámicos premezclados se recomiendan para procedimientos como recubrimiento pulpar, pulpotomía, reparación de perforaciones, obturación y obturación radicular (Nekoofar *et al.*, 2010).

| MARCA COMERCIAL                 | EMPRESA                    | ADITIVOS  | TIEMPO FRAGUADO | TIEMPO TRABAJO | RADIOPACIFICADOR    | TINCION |
|---------------------------------|----------------------------|---|-----------------|----------------|---------------------|---------|
| TotalFill BC sealer             | FKG- Suiza                 | Óxido de zirconio, silicatos de calcio, fosfato monocálcico, hidróxido de calcio, agentes de relleno y espesantes                       | 4 horas         | 4 horas        | óxido de zirconio   | no      |
| TotalFill BC RRM Paste          | FKG- Suiza                 | Silicatos de calcio, óxido de zirconio, óxido de tántalo, fosfato de calcio monobásico  | 2 horas         | >30 min        | óxido de zirconio   | no      |
| TotalFill BC RRM Putty          | FKG- Suiza                 | Silicatos de calcio, óxido de zirconio, óxido de tántalo, fosfato de calcio monobásico  | 2 horas         | >30 min        | óxido de zirconio   | no      |
| TotalFill BC RRM Fast Set Putty | FKG- Suiza                 | Silicatos de calcio, óxido de zirconio, óxido de titanio, fosfato de calcio monobásico  | 20 minutos      | >20 min        | óxido de zirconio   | no      |
| Bio C Sealer                    | Angelus- Brasil            | silicato de calcio, aluminato de calcio, óxido de calcio, óxido de zirconio, óxido de hierro, dióxido de silicio y agente de dispersion | 120min          | 60min          | óxido de zirconio   | no      |
| Bio C Repair                    | Angelus- Brasil            | Silicato de calcio, óxido de calcio, óxido de circonio, óxido de hierro, dióxido de silicio, agente dispersante                         | 120 minutos     | 30 min         | tungstato de calcio | no      |
| Ceraseal                        | Meta Biomed- Corea del Sur | Silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato de calcio, óxido de aluminio, y dióxido de zirconio                                  | 120 minutos     | 60 min         | dióxido de zirconio | no      |
| AH plus Biocerámica             | Dentsply Sirona            | silicato tricalcico, dióxido de zirconio, dimetilsulfóxido, carbonato de litio, agentes espesantes                                      | 120 minutos     | 60 min         | dióxido de zirconio | no      |

**Tabla 1.** Composición, tiempo de trabajo, fraguado y características de materiales biocerámicos premezclados. Tabla extraída de Artículo Revisión: Espinoza F., Lizana A., Muñoz P., Biocerámicos en Odontología, una revisión de literatura. Canal Abierto; 2020

La perforación radicular se caracteriza por una comunicación entre el sistema de canales y la superficie externa del diente, y la causa puede ser un proceso patológico o iatrogénico (Shen *et al.*, 2015). El uso de biocerámicos aumentan la previsibilidad a largo plazo en la reparación. La elección del material está determinada por el área y accesibilidad al sitio de perforación, la capacidad de controlar los fluidos y factores estéticos (Shin *et al.*, 2017).

| MARCA COMERCIAL    | EMPRESA             | ADITIVOS   | TIEMPO TRABAJO | TIEMPO FRAGUADO | VEHICULO  | RADIOPACIFICADOR    | TINCION |
|--------------------|---------------------|--|----------------|-----------------|---|---------------------|---------|
| ProRoot MTA Gris   | Dentsply Sirona-USA | silicato tricálcico, silicato dicálcico, óxido de bismuto, tricalcio, aluminato, sulfato de calcio dihidratado o yeso, aluminoferrito de calcio. | 5 minutos      | 4 horas         | Agua  | Óxido de bismuto    | si      |
| ProRoot MTA Blanco | Dentsply Sirona-USA | silicato tricálcico, silicato dicálcico, óxido de bismuto, tricálcico, aluminato, sulfato de calcio dihidratado o yeso                           | 5 minutos      | 4 horas         | Agua  | Óxido de bismuto    | Si      |
| MTA Angelus Gris   | Angelus-Brasil      | silicato tricálcico, silicato dicálcico, óxido de bismuto, tricálcico, aluminato, óxido de calcio, óxido de aluminio, dióxido de silicio         | 10 minutos     | 80 minutos      | Agua  | Óxido de bismuto    | Si      |
| MTA Angelus Blanco | Angelus-Brasil      | silicato tricálcico, silicato dicálcico, óxido de bismuto, tricálcico, aluminato, óxido de calcio, óxido de aluminio, dióxido de silicio         | 10 minutos     | 80 minutos      | Agua  | Óxido de bismuto    | Si      |
| MTA Angelus HP     | Angelus-Brasil      | silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, óxido de calcio, tungstato de calcio.   | 5 minutos      | 15 minutos      | Agua y plastificante  | Tungstato de calcio | No      |
| Endo-S MTAFlow     | Ultradent-USA       | silicato tricálcico, silicato dicálcico, sulfato de calcio, sílice, trióxido de bismuto.   | 15 minutos     | sin informacion | Gel Soluble en agua a base de silicona                            | Trióxido de bismuto | Si      |
| Biodentine         | Septodont-Francia   | Silicato tricálcico, carbonato de calcio, óxido de calcio, óxido de zirconio.  | 6 minutos      | 9 minutos       | Solución acuosa de cloruro de calcio y policarboxilato modificado | Óxido de zirconio   | No      |
| Bioroot RCS        | Septodont           | silicato tricálcico, óxido de zirconio y povidona.   | 10 minutos     | 4 horas         | Solución acuosa de cloruro de calcio y policarboxilato modificado | Óxido de zirconio   | No      |
| MTA CPM            | EGEO- Argentina     | silicato tricálcico, óxido tricálcico, aluminato tricálcico y otros óxidos.  | 15 minutos     | 27 minutos      | Solución salina y cloruro de calcio                               | Sin información     | Si      |

**Tabla 1.** Composición, tiempo de trabajo, fraguado y características de materiales biocerámicos bifásicos. Tabla extraída de Artículo Revisión: Espinoza F., Lizana A., Muñoz P., Biocerámicos en Odontología, una revisión de literatura. Canal Abierto; 2020

En las perforaciones furcales, el área y tamaño de esta son los principales determinantes al seleccionar el material de reparación (Haapasalo *et al.*, 2015). En perforaciones supracrestales que no tienen compromiso periodontal, se pueden usar materiales restauradores convencionales como el ionómero vítreo o resina compuesta

(Shokouhinejad *et al.*, 2013). Sin embargo, si la perforación es pequeña y apical a la unión cemento-esmalte, los biocerámicos son una mejor opción porque toleran la humedad y aseguran un mejor sello a largo plazo con la dentina (Haapasalo *et al.*, 2015). En perforaciones extensas, en particular en casos con grandes lesiones de furca, debe considerarse una matriz de colágeno reabsorbible previo a la colocación del material (Haapasalo *et al.*, 2015). La perforación debe ser sellada después de localizar los canales, colocando instrumentos endodónticos dentro éstos para evitar su obstrucción (AL-Haddad *et al.*, 2016).

Si la perforación ocurre en el tercio coronal, se protege el canal con un cono de gutapercha, se utiliza una punta dispensadora para llevar el biocerámico y se compacta con conos de papel o atacadores que ajusten al diámetro del canal (AL-Haddad *et al.*, 2016).

En aquellas piezas dentales con ápice inmaduro, la utilización de MTA reemplaza al tratamiento con  $\text{Ca}(\text{OH})_2$ , esta técnica tiene resultados exitosos y no requiere varias citas. MTA es uno de los materiales preferidos para el manejo de dientes con ápices abiertos debido a su capacidad para actuar como barrera apical osteoinductora. La liberación continua de iones de calcio, fosfato e hidroxilo favorece el proceso de regeneración y remineralización de los tejidos duros, mejorando la capacidad de sellado por la aposición de cristales de hidroxiapatita (Tran *et al.*, 2016).

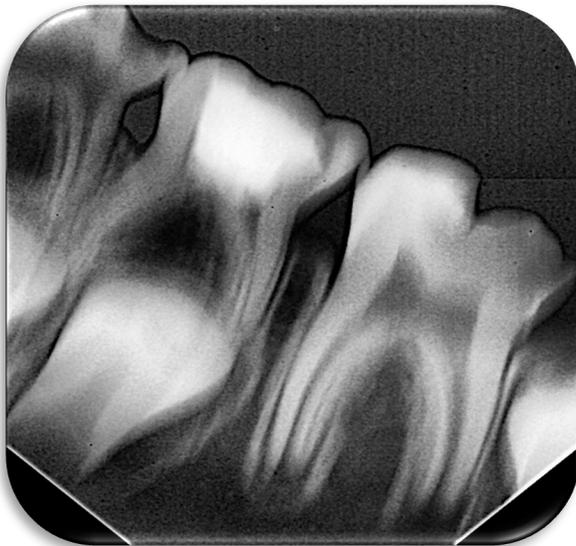
En los casos de protección pulpar directa ha demostrado una mayor tasa de éxito que hidróxido de calcio, debido a su capacidad de sellado, menor solubilidad y mejores propiedades mecánicas (Reyes Carmona *et al.*, 2010). Después de la limpieza mecánica del área de exposición y controlada la hemorragia, se desinfecta con  $\text{NaClO}$  al 5%, se aplica el biocerámico con un espesor de 1.5 a 3.0 milímetros sobre el sitio de exposición y la dentina circundante, dejando 1 a 2 mm de dentina y esmalte disponibles circunferencialmente para la unión de la restauración definitiva (AL-Haddad *et al.*, 2016; Reyes-Carmona *et al.*, 2010).

A través de la revisión bibliográfica, este trabajo pretende proporcionar una comprensión más completa de los cementos hidráulicos a base de silicato de calcio, su aplicabilidad en la endodoncia, buscando entender como estos materiales pueden mejorar los resultados

del tratamiento brindando soluciones más efectivas al paciente, con un enfoque en la diferenciación osteogénica en los procesos de apicogénesis, donde el material está en contacto con el tejido pulpar.

## CASO CLINICO

Paciente sexo femenino de 8 años de edad, que acude a la consulta odontológica por presentar dolor ante los estímulos de frío y dolor durante la masticación señalando el diente 36 (según notación FDI) . Al examen clínico presentaba una caries abierta, extensa, que comprometía espacio de cámara pulpar en el elemento 36. Se tomaron radiografías digitales ( I-Sensor, Gulin Woodpecker®), con angulación ortoradial, donde se evidenció una lesión cariosa en contacto con la cámara pulpar y el estadio del desarrollo radicular (estadio 8-9 Nolla) (**Figura 2**).

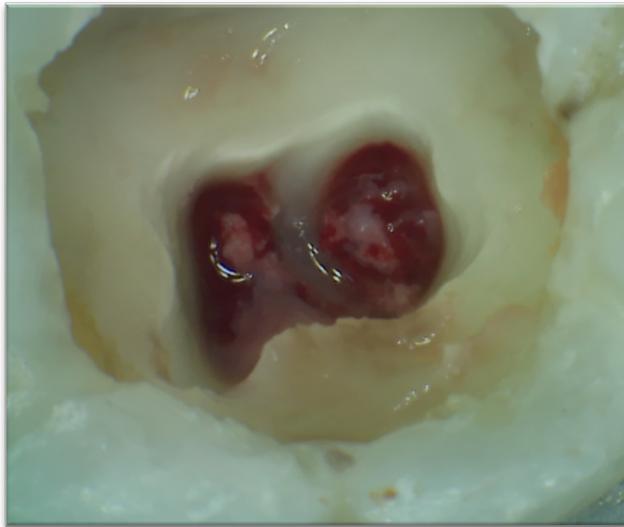


**Fig. 2.** Radiografía preoperatoria. Se observa elemento 36 con lesión cariosa en contacto con cuerno distal, y desarrollo radicular incompleto (Estadio 8-9 de Nolla)

Durante la anamnesis, no refirió datos clínico sistémicos de relevancia, al consultarle por su historia dental, refirió haber tenido dolor durante la masticación y al ingerir alimentos dulces, y en los últimos días dolor ante estímulos fríos. A las pruebas clínicas respondió: percusión negativa, y a la prueba de sensibilidad al frío positiva y el dolor cedió al retirar el estímulo. Al recopilar los signos y síntomas, el diagnóstico del elemento 36 fue de una pulpitis reversible con periápice sano.

Se realiza la remoción de caries bajo aislamiento absoluto, eliminando la dentina infectada de paredes, y por ultimo con excavador la zona del techo de cámara, la remoción de la

caries generó una exposición pulpar de gran tamaño, por lo cual se decidió realizar una pulpotomía y recubrimiento pulpar directo con cemento hidráulico a base de silicato de calcio en la entrada de los conductos, con el fin de promover una apexogénesis a expensas de la pulpa vital remanente de cada uno de los conductos para estimular el cierre apical de forma fisiológica. El acceso convencional a la cavidad se realizó con una fresa de alta velocidad estéril utilizando e irrigando con abundante agua; se hizo la pulpotomía con una cucharita estéril y lavajes con abundante solución fisiológica estéril; el sangrado fue controlado con una torunda de algodón humedecida con solución fisiológica, una vez controlada la hemorragia y corroborando la limpieza de la cámara se observa la entrada a los conductos (**Figura 3**).

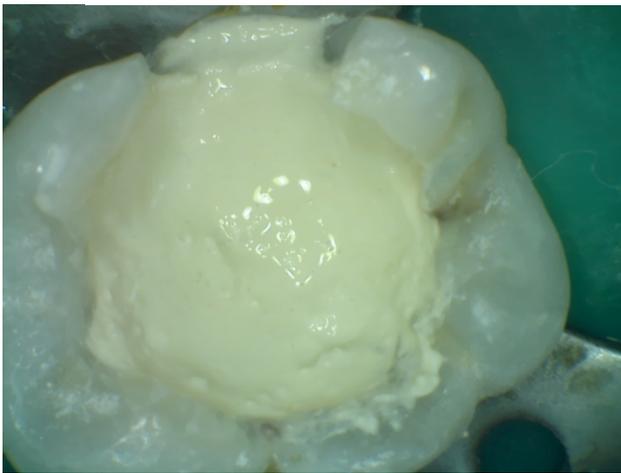


**Fig. 3.** Imagen de la cámara pulpar una vez realizada la pulpotomía y control de la hemorragia. Se observan las entradas a los conductos radiculares.

Se colocó el biocerámico premezclado, consistencia masillosa, (Bio C Repair-Angelus ®) (**figura 4**); se dispensó directamente desde la jeringa con una espátula de composite y se colocó dentro de la cámara pulpar en un espesor de 3mm aproximadamente y se compactó con un condensador (**figura 5**).



**Fig. 4.** Presentación comercial de BIO-C® REPAIR Angelus® (Brasil)



**Fig. 5.** Imagen clínica del elemento 36 con aislamiento absoluto, en donde se han recubierto la entrada de los conductos radiculares con BIO-C® REPAIR Angelus® (Brasil)

Se dejó por 15 minutos una torunda húmeda, para permitir la hidratación del biomaterial y que empiece la reacción de fraguado. La cavidad se selló con ionómero vítreo de alta densidad (Ketac Molar- 3M®). Se tomó una radiografía periapical de control (**Figura 6**).



**Fig. 6.** Radiografía posoperatoria inmediata donde se observa el biocerámico BIO-C® REPAIR Angelus® (Brasil), en contacto con la entrada de los conductos radiculares y el sellado de la cámara con el material de restauración ionómero vítreo.

Se recitó para control a la paciente a los diez días, la paciente concurrió asintomática, y no presentaba ningún signo clínico adverso. Se dieron las pautas de alarma a sus cuidadores para que acudan a la consulta nuevamente en caso de dolor espontáneo, presencia de fistula o algún síntoma que llame su atención y se la recitó a los 6 meses.

Se definieron como fracaso del tratamiento los siguientes criterios clínicos:

- Historia de dolor espontáneo o persistente.
- Presencia de absceso o fistula periapical.
- Prueba de percusión positiva.
- Periodontitis apical aguda o crónica por pulpitis irreversible o necrosis pulpar.

Se definieron como fracaso del tratamiento los siguientes criterios radiológicos:

- Interrupción de la formación del ápice radicular.
- Ensanchamiento del ligamento periodontal.
- Reabsorción radicular interna o externa.
- Radiolucidez periapical o furcal.

La paciente regresó a control 7 meses después y se comprobó que el diente estaba funcional, asintomático y con evidencia radiográfica de desarrollo radicular normal en ambas raíces, donde se observó la presencia de un puente dentinario entre el material y la pulpa radicular (**Figura 7**).



**Fig. 7.** Radiografía periapical donde se observa el puente dentinario entre el material y la pulpa radicular.

Se decidió realizar restauración definitiva con resina compuesta y se recita nuevamente en 6 meses para controlar si el desarrollo radicular se ha completado.

## DISCUSIÓN

Uno de los principales objetivos de la terapia endodóntica es realizar una limpieza químico-mecánica del sistema de conductos radiculares con la eliminación completa del tejido pulpar en dientes que tienen su desarrollo completo y han sufrido algún tipo de patología pulpar, sin embargo, hay casos en los que el objetivo es mantener parte de ese tejido para promover el desarrollo de las raíces en dientes que han sufrido algún tipo de afección y no han terminado aún su formación radicular. Para estos casos, la apexogénesis es un tratamiento que permite inducir el cierre apical de dientes con formación radicular incompleta (Callejas y Jaramillo, 2013)

En la era de la endodoncia impulsada por la biología, las terapias pulpares vitales están recuperando popularidad como una opción clínica válida para posponer el tratamiento de conducto. En la actualidad existen muchos materiales disponibles en el mercado para realizar este tipo de tratamientos (Pedano *et al.*, 2020).

La biocompatibilidad es una propiedad esencial para cualquier material que pueda interactuar con los tejidos de la pulpa dental (Ghilotti *et al.*, 2020). La terapia pulpar vital (VPT) en dientes en desarrollo tiene como objetivo preservar la función vital de la pulpa dental para permitir tanto la dentinogénesis como la formación radicular completa con apexogénesis (Rafter, 2005) El tratamiento pulpar debe estimular la regeneración pulpar y prevenir futuras agresiones bacterianas. En consecuencia, la aplicación de un biomaterial apropiado en terapia pulpar vital es muy exigente (Witherspoon, 2008).

Las lesiones traumáticas y la caries dental son los mayores desafíos para la integridad del diente en desarrollo. Ambos pueden causar que la pulpa dental sufra un daño irreversible, causando necrosis de los tejidos pulpares, lo que puede resultar en la detención del desarrollo normal de la raíz. El desarrollo anormal de la raíz tendrá un impacto en el pronóstico a largo plazo de la conservación del elemento dentario (Robertson *et al.*, 2000; Rabie *et al.*, 1986; Katebzadeh *et al.*, 1998; Cvek *et al.*, 1992). El objetivo principal del tratamiento, por lo tanto, debe ser mantener la vitalidad de la pulpa para que pueda producirse el desarrollo normal de la raíz. Al mantener la vitalidad de la pulpa, puede

producirse la apexogénesis (Love *et al.*, 1997; Shabahang *et al.*, 2000; Webber *et al.*, 1984; Massler *et al.*, 1967). Este es el tratamiento previo porque pretende la curación mediante la regeneración en lugar de la reparación (apexogénesis). La pulpotomía implica la extirpación quirúrgica de una parte de un tejido pulpar coronal vital afectado, mientras que el odontólogo deja el tejido radicular in situ para permitir el desarrollo normal de la raíz.

El objetivo principal de la terapia de pulpa vital en los dientes con formación de raíces incompleta es promover el desarrollo normal del complejo radicular. Hay varias ventajas a largo plazo de este tratamiento sobre el tratamiento de apexificación; la estructura del diente que se forma es de gran cantidad, y su composición parece tener una mayor integridad estructural (Katebzadeh *et al.*, 1998), por lo tanto es que el diente completamente desarrollado es más resistente a las fracturas verticales de la raíz (Cvek, 1992).

La principal dificultad en el tratamiento de los dientes permanentes inmaduros es la capacidad de predecir su curación. Las pruebas contemporáneas disponibles dificultan el diagnóstico preciso del estado de la salud de la pulpa y del grado de degeneración pulpar antes de iniciar el tratamiento. Sin embargo, la habilidad del clínico para evaluar la salud del tejido pulpar es fundamental (Whitherspoon *et al.*, 2008)

La pulpa dental es un tejido conectivo formado por células que residen dentro de una matriz extracelular rica en colágeno rodeada de dentina, un tejido tubular en su mayoría inorgánico. Debido a su embriología, similitudes histológicas y funcionales, se consideran juntos como un complejo dentina-pulpa (Hashemi *et al.*, 2017). Tras el daño, las células madre de la pulpa dental (DPSC) son reclutadas e inducidas para diferenciarse en células similares a los odontoblastos que están involucradas en el proceso de formación de tejidos reparadores (Shi *et al.*, 2020). Dentro del campo de la endodoncia, los diferentes procedimientos involucrados en la preservación de la vitalidad de la pulpa y la promoción de su potencial reparador están incluidos en el término tratamiento vital de la pulpa (VPT) (DClindent *et al.*, 2019). Estos procedimientos requieren el uso de materiales con propiedades biológicas específicas, como la citocompatibilidad, para garantizar la

supervivencia y proliferación de las células madre presentes en el tejido viable con potencial reparador (Spagnuolo *et al.*, 2018). Específicamente, su superficie química es esencial en términos de citocompatibilidad, ya que esta capa estará en contacto directo con el tejido vivo y pueden ocurrir diferentes respuestas del huésped en la interfaz célula-biomaterial (Kingshott *et al.*, 2011; De Caluwé *et al.*, 2017). Además, los biomateriales utilizados en VPT deben expresar propiedades bioactivas, liberando así iones de calcio e hidróxido para formar hidroxiapatita en su superficie y permitir una unión mineral al componente inorgánico de la dentina (Schmalz *et al.*, 2016; Raghavendra *et al.*, 2017; Sanz *et al.*, 2019). El agregado de trióxido mineral (MTA) fue el primer material bioactivo utilizado en la endodoncia (Camilleri y Ford, 2006), que demostró un excelente éxito clínico debido a su capacidad para estimular la reparación del tejido pulpar y promover la formación de dentina reparadora en la curación temprana de las heridas pulpares (Parirokh *et al.*, 2010b). Sin embargo, su largo tiempo de fraguado y su potencial de decoloración llevaron al desarrollo de nuevos biomateriales (Ha *et al.*, 2017b; Žižka *et al.*, 2018). Se introdujeron en el mercado cementos hidráulicos a base de silicato para aliviar las desventajas de MTA, mejorando tanto sus propiedades fisicoquímicas como biológicas (Prati y Gandolfi, 2015; Rodríguez-Lozano *et al.*, 2020). Entre ellos, Biodentine (BD; Septodont, Saint Maur-des-Fosses, Francia), un cemento de silicato tricálcico, que mostró un mejor rendimiento clínico, menos potencial de decoloración y un tiempo de fraguado más corto que MTA (Bortoluzzi *et al.*, 2015; Rajasekharan *et al.*, 2018; Koutroulis *et al.*, 2019).

Bio-C® Repair (Angelus, Londrina, PR, Brasil) (BCR) es un nuevo cemento hidráulico a base de silicato que se presenta en un formato listo para usar (Benetti *et al.*, 2019). Según el fabricante, exhibe una excelente consistencia que es fácil de aplicar, actúa como una barrera contra los microorganismos, estimula la curación de los tejidos y no contribuye a la decoloración del elemento dentario.

Históricamente, se han utilizado varios materiales como el marfil, el bálsamo de Canadá, la piel engrasada, la pluma, el yeso de París, el papel, el cloruro de oxifosfato, el asbesto, la gutapercha, el lactofosfato de cal y el oxisulfato de cemento de zinc (Dominguez *et*

*al.*, 2003). En el pasado, el eugenol y el óxido de zinc tuvieron los mejores resultados después de varias investigaciones comparativas sobre diferentes materiales de recubrimiento pulpar directo. Luego, el hidróxido de calcio se aplicó con éxito debido a su buena biocompatibilidad (Dammachke, 2008) y se convirtió en el material de recubrimiento pulpar directo elegido durante varias décadas (Cohen, 1998). Se introdujeron en el mercado nuevos materiales como el cemento Portland, agregado de trióxido mineral (MTA), la familia de los cementos hidráulicos a base de silicato de calcio, la resina compuesta, el propóleo, entre otros materiales experimentales (Accorinte *et al.*, 2008; Asgary *et al.*, 2008; Borges *et al.*, 2010; Barbosa Silva *et al.*, 2000; Bavana *et al.*, 2015; Bollu *et al.*, 2016; El Ashry *et al.*, 2016; Negm *et al.*, 2017).

En 1920, Hermann introdujo el hidróxido de calcio en la odontología. Aunque el hidróxido de calcio no se desarrolló como agente de recubrimiento pulpar, Hermann lo utilizó como material de pulpotomía para demostrar su biocompatibilidad. Informó que el hidróxido de calcio es biocompatible para mantener vitales los tejidos de la pulpa sin comprometer sus funciones y además favorecer la formación de tejidos duros. Sin embargo, el hidróxido de calcio tenía sus desventajas. El hidróxido de calcio no sella completamente la pulpa expuesta del ambiente exterior. (Jalan *et al.*, 2017), la dentina formada en respuesta a la estimulación del hidróxido de calcio del tejido pulpar normalmente varía desde un material poroso de tipo dentina hasta una estructura de dentina que se acerca a la de la dentina normal (Tziafas *et al.*, 2002). El tipo de estructura de dentina formada depende de una serie de variables y no es predecible (Murray *et al.*, 2002) Estas variables incluye el tipo de material de hidróxido de calcio utilizado; polvo mezclado con agua o una preparación disponible comercialmente (Heys *et al.*, 1980, 1981; Mjor, 2002) el grado de contacto entre el material y la pulpa, (Hirschfeld *et al.*, 1982) y la capacidad de controlar el sangrado pulpar (Matsuo *et al.*, 1996). El hidróxido de calcio también ha demostrado tener poca resistencia a la fuga bacteriana a medio plazo en un estudio (Murray *et al.*, 2003).

La calidad de la dentina terciaria formada no es la óptima con el hidróxido de calcio. La osteodentina producida tras la aplicación es incompleta y, por tanto, produce huecos y los

llamados defectos de túnel. Proporciona la posibilidad de que la contaminación bacteriana comprometa el resultado del tratamiento previsto.(Cox *et al.*, 1996)

Algunos inconvenientes más que se pueden agregar son la alta solubilidad en el fluido oral, lo que conduce a la disolución del cemento durante un período prolongado y a la degradación después del grabado ácido.(Qureshi *et al.*, 2014)

Para cualquier material de recubrimiento pulpar, las características físicas y químicas más importantes son el tiempo de fraguado, la radioopacidad, la solubilidad y el valor de pH (Camilleri, 2010; Borges *et al.*, 2011; Negm *et al.*, 2016).

El recubrimiento pulpar vital con MTA en la apexogénesis tiene una capacidad de sellado superior a largo plazo y estimula la formación de una mayor calidad y cantidad de dentina reparadora (Shabahang 2013; Boksman *et al.*, 2014; Torabinejad *et al.*, 1999).

El puente calcificado formado por MTA es continuo y no tiene evidencia de defectos en el túnel, similar al formado por CAO. La presencia de defectos en el túnel o la formación de un puente dentinario permeable no permite un sellado hermético de la pulpa subyacente. Estos defectos pueden servir como vías de fuga bacteriana, lo que deteriora la salud de la pulpa dental y puede conducir a un tratamiento endodóntico adicional debido a una posible infección o inflamación que ocurre con mayor frecuencia en las pulpas dentales cubiertas con CAO en comparación con las cubiertas con MTA (Boksman *et al.*, 2014; Torabinejad *et al.*, 1999, 2010; Parirokh *et al.*, 2010; Asgary *et al.*, 2008) El MTA ha demostrado la capacidad de inducir la formación de tejido duro en el tejido pulpar cuando se utiliza como recubrimiento pulpar directo o como material de pulpotomía. (Boksman *et al.*, 2014; Torabinejad *et al.*, 1999; Moore *et al.*, 2011). La evaluación histológica en estudios en animales y humanos ha revelado que el MTA estimula el desarrollo reparador de la dentina, con puentes dentinarios gruesos, inflamación insignificante e hiperemia mínima. El MTA también parece inducir la formación de un puente dentinario a un ritmo más rápido que el CAO (Whitherspoon 2008; Parikokh y Torabinejad 2010; Cho *et al.*, 2013).

Si bien el MTA fue el referente en materiales biocerámicos, los avances de los materiales han intentado constantemente superar desventajas y mejorar sus propiedades. Los

cementos hidráulicos a base de silicato de calcio tienen ahora una amplia gama de aplicaciones tanto en endodoncia como en odontología restauradora.

En cuanto a la aplicación clínica, por el tiempo de fraguado reducido; las formulaciones premezcladas son opciones interesantes durante el manejo operativo de la exposición pulpar, con el objetivo de optimizar el tiempo de trabajo y mejorar el control de infecciones cruzadas/asepsia. Además, el éxito clínico depende en gran medida del rendimiento biológico de los materiales que entran en contacto directo con la pulpa viva. La aplicación de los HCSC en procedimientos endodónticos contemporáneos está respaldada por sus propiedades bioactivas establecidas. Mediante la liberación de sus principales componentes catiónicos, promueven una interacción con el constituyente mineralizado del tejido dental, formando así un apego mineral de composición similar a la hidroxiapatita (Primus *et al.*, 2019).

En el caso clínico presentado en este trabajo la elección del material para el recubrimiento pulpar fue un biocerámico, el Bio-C® Repair (Angelus®), por sus excelentes propiedades físicas y biológicas en coincidencia con Benetti. Un inconveniente potencial del uso de MTA para la terapia en pulpas vitales es la posible decoloración de la corona posterior al tratamiento. La decoloración se produjo en el 60% de los dientes tratados cuando se utilizó el MTA gris como material de pulpotomía en los dientes primarios (Naik, 2005) y en el 13,6% de los dientes permanentes después con MTA blanco (Marques *et al.*, 2015). Además, tanto el MTA gris y blanco se oscurecen cuando se irradian con una luz halógena o lámpara fluorescente en un ambiente libre de oxígeno y después del contacto con hipoclorito de sodio o gluconato de clorhexidina (Vallés *et al.*, 2015). Los autores sugieren que el componente de óxido de bismuto del MTA gris o blanco es el responsable de la decoloración.

En el caso clínico de este trabajo la cavidad de caries fue de tipo I, por lo que el sellado y pronóstico de la restauración es favorable, a los 7 meses de iniciado el tratamiento se evidenció que el material ionómero vítreo se encontraba en perfecto estado y se realizó la restauración definitiva, el cual protege el sellado cameral realizado con el biocerámico.

La colocación de una restauración permanente después del recubrimiento pulpar tiene un impacto importante en la curación de la pulpa expuesta; porque protege las estructuras dentales de manera eficaz ante las microfiltraciones, en comparación con una restauración temporal (Mente *et al.*, 2010).

Barthel *et al.*, (2000), reportó una tasa de fracaso significativamente mayor en los dientes con una restauración temporal, en comparación con una restauración permanente de amalgama o composite. En el estudio de Mariusz *et al.*, (2017), 49 dientes fueron restaurados inmediatamente con un material permanente después del recubrimiento pulpar. En 37 dientes, la restauración final se aplicó después de 2 a 3 meses. La tasa de éxito del tratamiento fue del 78,4% en el grupo para el que se utilizó Biodentine™ como restauración temporal y del 85,7% en el grupo con la colocación inmediata de la restauración final. La falta de diferencias significativas entre los dientes que fueron restaurados inmediatamente después del recubrimiento pulpar y los dientes restaurados temporalmente con Biodentine™ durante 2 a 3 meses se puede explicar por las propiedades físicas relativamente buenas de este nuevo cemento de silicato tricálcico. La decoloración de los materiales puede deberse a su menor resistencia al desgaste abrasivo, a la porosidad del Biodentine™ y a la absorción de pigmentos presentes en la saliva. Algunos autores sugieren retrasar las restauraciones finales después del recubrimiento pulpar. Algunos autores, sugieren retrasar las restauraciones finales después del recubrimiento pulpar, dado que podría complicar procedimientos posteriores en el caso de que fuese necesario realizar una endodoncia por fracaso de VPT (Song *et al.*, 2017).

Matsuo *et al.*, (1996) sugieren que 3 meses son suficientes para los pronósticos tentativos y para determinar la necesidad de una restauración final. En los estudios mencionados anteriormente, los materiales de restauración permanente proporcionaron un sellado hermético impidiendo la penetración bacteriana a largo plazo (cementos de ionómero vítreo o resinas). En el caso clínico de éste trabajo, se colocó como material de restauración coronaria provisoria ionómero vítreo Ketac Molar 3M®, indicándole al paciente la necesidad e importancia de realizar la restauración coronaria definitiva, la cual se realizó en el control a los 7 meses.

## CONCLUSIÓN

La caries dental es una enfermedad crónica que afecta a más de la mitad de los niños en el mundo, causando dolor, infección y pérdida de dientes. El tratamiento de la caries en elementos dentarios permanentes con desarrollo radicular incompleto implica la preservación de la pulpa vital, que es el tejido que contiene las células madre capaces de regenerar el tejido dentario. La terapia pulpar vital consiste en el recubrimiento o la eliminación parcial de la pulpa afectada por la caries y su sustitución por un material biocompatible que estimule la cicatrización y la formación de dentina reparadora.

Con la introducción del agregado de trióxido mineral (MTA) en odontología en 1993, como la primera generación de cementos hidráulicos de silicato de calcio, el tratamiento pulpar vital entró en una nueva era. El MTA demostró una excelente biocompatibilidad, excelentes propiedades de sellado y efecto antibacteriano debido al pH altamente alcalino y la liberación de hidróxido de calcio que favorece la formación de apatita y estimula la dentinogénesis. El éxito del MTA para la pulpotomía y la apexogénesis fue sugerido por primera vez por Torabinejad y posteriormente respaldado en ensayos clínicos. El largo tiempo de fraguado, la difícil manipulación y el riesgo de lavado del material alentaron el desarrollo de nuevas generaciones de cementos de silicato de calcio que han demostrado tener propiedades bioactivas, biocompatibles y antibacterianas, que los hacen ideales para la terapia pulpar vital demostrando resultados clínicos y radiográficos favorables en el tratamiento de la pulpa vital en dientes permanentes jóvenes. Los avances científicos con biocerámicos apuntan a mejorar sus propiedades físicas, químicas y biológicas, así como a desarrollar nuevos materiales que puedan liberar sustancias terapéuticas o incorporar células madre para potenciar la regeneración pulpar. La terapia pulpar vital con biocerámicos es una alternativa eficaz y segura para el manejo de la caries en dientes de niños que aún no han completado su desarrollo radicular, lo que contribuye a mejorar su salud oral y su calidad de vida. Considero que el endodoncista debe tener un conocimiento

actualizado de estos nuevos materiales bioactivos para hacer una selección del material más adecuado en cada situación clínica.

## BIBLIOGRAFIA

Accorinte, M.D., Holland, R., Reis, A., Bortoluzzi, M.C., Murata, S. S., Dezan, E., et al, **(2008)**. Evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide cement as pulp capping agents in human teeth. *J. Endod.* 34, 1–6.

AL-Haddad A, Che Ab Aziz ZA **(2016)**. Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review. *Int. J. Biomater.* 2016:1–10.

Al-Hezaimi K, Al-Hamdan K, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JHS, Rotstein I. **(2005)** Effect of white-colored mineral trioxide aggregate in different concentrations on *Candida albicans* in vitro. *J Endod*;31:684–6.

Ali Vafaei, Mahsa Nikookhesal, Leila Erfanparast, Henrik Løvschall, Bahram Ranjkesh, **(2022)**, Vital pulp therapy following pulpotomy in immature first permanent molars with deep caries using novel fast-setting calcium silicate cement: A retrospective clinical study, *Journal of Dentistry*, Volume 116, 103890,

Andelin W.E., Browning D.F., Hsu G.H., Roland D.D., Torabinejad M., **(2002)** Microleakage of resected MTA, *J. Endod.* 28 573–574.

Arora V, Nikhil V, Sharma N, Arora P. Reemplazo de dentina bioactiva. **(2013)** *J Dent Med Ciencias.* 12 :51–7.

Asgary, S., Eghbal, M.J., Parirokh, M., Ghanavati, F., Rahimi, H., **(2008)**. A comparative study of histologic response to different pulp capping materials and a novel endodontic cement. *Oral Surg. Oral Med. Oral Path. Oral Radiol. Endod.* 106, 609–614.

Asgary, S., Eghbal, M.J., Parirokh, M., *et al.* **(2009)** Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *Journal of Endodontics* **35**, 243–50.

Bakland LK. **(2000)**. Management of traumatically injured pulps in immature teeth using MTA. *J Calif Dent Assoc*; 28:855-8.

Barbosa Silva, E., Peruchi, C.M., Ramalho, L.T., **(2000)**. Histological study of the propolis effects in rats connective tissue. *J. Dent. Res.* 79, 1084–1088.

Barthel CR, Levin LG, Reisner HM, et al. (1997). TNF-alpha release in monocytes after exposure to calcium hydroxide treated Escherichia coli LPS. *Int Endod J*; 30:155–9.

Bavana, S., Fazlyab, M., Heshmat, H., Mojtahedzadeh, F., Motahary, P., (2015). Histological evaluation of single and double-visit pulp capping with different materials on sound human premolars: a randomized controlled clinical trial. *Iran. Endod. J.* 102, 82–88.

Benetti, F.; Queiroz Índia, O.D.A.; Cosme-Silva, L.; Conti, L.C.; De Oliveira, S.H.P.; Cintra, L.T.A. Cytotoxicity, (2019). Biocompatibility and Biomineralization of a New Ready-for-Use Bioceramic Repair Material. *Braz. Dent. J.* , 30, 325–332.

Bogen G., Kuttler S., (2009). Mineral trioxide aggregate obturation: a review and case series, *J. Endod.* 35 777–790.

Boksman L, and Friedman M. (2014). MTA: the new material of choice for pulp capping. *Endodontic Practice US*:7(2):20-25.

Bollu, I.P., Velagula, D., Bolla, N., Kumar, K.R., Hari, A., Thumu, J., (2016). Histological evaluation of mineral trioxide aggregate and enamel-matrix derivative combination in direct pulp capping: an in vivo study. *J. Conserv. Dent.* 19, 536–540.

Borges, A.H., Pedro, F.L., Miranda, C.E., Semanoff-Segundo, A., Pécora, J.D., CruzFilho, A.M., (2010). Comparative study of the physico-chemical properties of MTA-Based and Portland cements. *Acta Odont. Latin.* 23, 175–181.

Bortoluzzi, E.A.; Niu, L.-N.; Palani, C.D.; El-Awady, A.R.; Hammond, B.D.; Pei, D.-D.; Tian, F.-C.; Cutler, C.W.; Pashley, D.H.; Tay, F.R. (2015). Cytotoxicity and osteogenic potential of silicate calcium cements as potential protective materials for pulpal revascularization. *Dent. Mater.*, 31, 1510–1522.

Bryan TE, Khechen K, Brackett MG, Messer RLW, El-Awady A, Primus CM, et al. (2010). In vitro osteogenic potential of an experimental silicate-based root canal sealer. *J Endod*; 36:1163–9.

Callejas Ospina A, Jaramillo Builes WA. (2013). Apexogénesis de un molar inferior permanente joven con mta. *Revista Nacional de Odontología.*; 9(16): 93-97.

Camilleri, J.; Ford, T.P. Mineral trioxide aggregate: (2006) A review of the constituents and biological properties of the material. *Int. Endod. J.* 39, 747–754.

Camilleri J, Gandolfi MG. (2010). Evaluation of the radiopacity of calcium silicate cements containing different radiopacifiers. *Int Endod J*; 43:21–30.

Camilleri, J. (2011). Characterization and hydration kinetics of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. *Dental Materials* 27(8): 836–844.

Camilleri, J., Kralj, P., Veber, M., *et al.* (2012). Characterization and analyses of acid-extract- able and leached trace elements in dental cements. *International Endodontic Journal* 45, 737–43.

Camilleri J, Greech L, Galea K, Keir D, Fenech M, Formosa L, et al. (2014). Porosity and root dentine to material interface assessment of calcium silicate-based root-end filling materials. *Clin Oral Invest*; 18:1437–46.

Camilleri J (2015). Mineral trioxide aggregate: present and future developments. *Endod. Top.* 32:31–46.

Chang, S.W., Baek, S.H., Yang, H.C., *et al.* (2011). Heavy metal analysis of ortho MTA and ProRoot MTA. *Journal of Endodontics* 37, 1673–6.

Cho SY, Seo DG, Lee SJ, Lee J, Lee SJ, Jung IY. (2013). Prognostic factors for clinical outcomes according to time after direct pulp capping. *J Endod.*; 39(3): 327-331.

Cohen S, Burns RC, eds. (1998). *Pathways of the pulp*. 7th ed. St. Louis: Mosby;;808-11.

Cox C, Subay R, Ostro E, Suzuki S, Suzuki SH. (1996). Defectos de túnel en puentes dentales: su formación tras un recubrimiento pulpar directo. *Oper Dent.*; 21 :4-11.

Cvek M. (1992). Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha: a retrospective clinical study. *Endod Dent Traumatol* 8(2):45-55.

Dammaschke, T., (2008). The history of direct pulp capping. *J. Hist. Dent.* 56, 9–23.

DClinDent, B.K.; Ricucci, D.; Saoud, T.M.; Sigurdsson, A.; Kahler, B. (2019). Vital pulp therapy of mature permanent teeth with irreversible pulpitis from the perspective of pulp biology. *Aust. Endod. J.*, 46, 154–166.

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

De Caluwé, T.; Vercruyse, C.; Ladik, I.; Convents, R.; Declercq, H.; Martens, L.; Verbeeck, R. (2017). Addition of bioactive glass to glass ionomer cements: Effect on the physico-chemical properties and biocompatibility. *Dent. Mater.*, 33, e186–e203.

De-Deus, G., de Souza, M.C., Sergio Fidel, R.A., *et al.* (2009). Negligible expression of arsenic in some commercially available brands of Portland cement and mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics* 35, 887–90.

Dominguez MS, Witherspoon DE, Gutmann JL, Opperman LA. (2003). Histological and scanning electron microscopy assessment of various vital pulp-therapy materials. *J Endod*; 29:324-33.

Duarte, M.A.H. et al. (2005). Arsenic release provided by MTA and Portland cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, v. 99, n. 5, p. 648-650.

Dutta, A., Saunders, W.P. (2014). Calcium silicate materials in endodontics. *Dent Update* 41, 708–722.

El Ashry, S.H., Abu-Seida, A.M., Emara, R.A., (2016). The influence of addition of osteogenic supplements to mineral trioxide aggregate on the gene expression level of odontoblastic markers following pulp capping in dogs. *Vet. Arhiv.* 86, 685–697.

Ford T.R., Torabinejad M., Abedi H.R., Bakland L.K., Kariyawasam S.P., (1996). Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material, *J. Am. Dent. Assoc.* 127 1491–1494.

Formosa LM, Mallia B, Bull T, Camilleri J. (2012). La microestructura y morfología de la superficie del cemento de silicato tricálcico radiopaco expuesto a diferentes condiciones de curado. *Mater Dent.*; 28 ( 5 ): 584–95.

Formosa LM, Mallia B, Camilleri J. (2013). Un método cuantitativo para determinar las características antilavado de materiales dentales a base de cemento, incluido el agregado de trióxido mineral. *Int Endod J.* febrero; 46 ( 2 ): 179–86.

Gandolfi MG, Pagani S, Perut F, Ciapetti G, Baldini N, Mongiorgi R, et al. (2008). Innovative silicate-based cements for endodontics: a study of osteoblast-like cell response. *J Biomed Mater Res*; 86A:477–86.

Gandolfi MG, Iacono F, Agee K, Siboni F, Tay F, Pashley DH, et al. **(2009a)**. Setting time and expansion in different soaking media of experimental accelerated calcium–silicate cements and ProRoot MTA. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Rad Endod*;108:e39–45.

Gandolfi MG, Ciapetti G, Perut F, Taddei P, Modena E, Rossi PL, et al. **(2009b)**. Biomimetic calcium–silicate cements aged in simulated body solutions. Osteoblast response and analyses of apatite coating. *J Appl Biomater Biomech*; 7:160–70.

Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Prati C. **(2010a)**. Apatite-forming ability of ProRoot MTA. *Int Endod J* 2010; 43:917–29.

Gandolfi MG, Ciapetti G, Taddei P, Perut F, Tinti A, Cardoso M, et al. **(2010b)**. Apatite formation on bioactive calcium–silicate cements for dentistry affects surface topography and human marrow stromal cells proliferation. *Dent Mater*; 26:974–92.

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

Gandolfi MG, Taddei P, Siboni F, Modena E, Ginebra MP, Prati C. **(2011a)**. Fluoride-containing nanoporous calcium–silicate MTA cements for endodontics and oral surgery: early fluoroapatite formation in a phosphate-containing solution. *Int Endod J*; 44:938–49.

Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Dorigo De Stefano E, Prati C. **(2011b)**. Alpha-TCP improves the apatite-formation ability of calcium–silicate hydraulic cement soaked in phosphate solutions. *Mater Sci Eng C*; 31:1412–22.

Gandolfi MG, Siboni F, Botero T, Bossù M, Riccitiello F, Prati C. **(2014a)**. Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: biointeractivity, porosity, solubility, and bioactivity of current formulations. *J Appl Biomater Funct Mater*

Gandolfi MG, Siboni F, Primus CM, Prati C. **(2014b)** Ion release, porosity, solubility, and bioactivity of MTA Plus tricalcium silicate. *J Endod*; 40:1632–7.

Ghilotti J, Sanz JL, López-García S, Guerrero-Gironés J, Pecci-Lloret MP, Lozano A, Llena C, Rodríguez-Lozano FJ, Forner L, Spagnuolo G. **(2020)**. Comparative Surface Morphology, Chemical Composition, and Cytocompatibility of Bio-C Repair, Biodentine, and ProRoot MTA on hDPCs. *Materials (Basel)*. May 10;13(9):2189.

Haapasalo M, Parhar M, Huang X, Wei X, Lin J, Shen Y (2015). Clinical use of bioceramic materials. *Endod. Top.* 32:97–117.

Ha, W.; Kahler, B.; Walsh, L.J. (2017a). Classification and Nomenclature of Commercial Hygroscopic Dental Cements. *European Endodontic Journal* 2(1): 27–27.

Ha, W.N.; Nicholson, T.M.; Kahler, B.; Walsh, L.J. (2017b). Mineral Trioxide Aggregate—A Review of Properties and Testing Methodologies. *Materials*, 10, 1261.

Hashemi-Beni, B.; Khoroushi, M.; Foroughi, M.R.; Karbasi, S.; Khademi, (2017). A. Tissue engineering: Dentin—Pulp complex regeneration approaches (A review). *Tissue Cell*, 49, 552–564.

Hench, L.L. (1991). Bioceramics: from concept to clinic. *Journal of the American Ceramic Society*, v. 74, n. 7, p. 1487-1510.

Hench, L.L. (2006). The story of Bioglass®. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 17(11): 967– 978.

Heys DR, Heys RJ, Cox CF, Avery JK. (1980). The response of four calcium hydroxides on monkey pulps. *J Oral Pathol* 9:372-9.

Heys DR, Cox CF, Heys RJ, Avery JK. (1981). Histological considerations of direct pulp capping agents. *J Dent Res* 60:1371-9.

Hirschfeld Z, Bab I, Tamari I, Sela J. (1982). Primary mineralization of dentin in rats after pulp capping with calcium-hydroxide. *J Oral Pathol*;11:426-33.

Jalan AL, Warhadpande MM, Dakshindas DM. (2017). Una comparación de la respuesta de la pulpa dental humana al hidróxido de calcio y Biodentine como agentes de recubrimiento pulpar directos. *J Conserva Dent.*; 20 : 129–33.

Jitaru S, Hodisan I, Timis L, Lucian A, Bud M. (2016). El uso de biocerámicas en endodoncia: revisión de la literatura . *Clujul Med*; 89 ( 4 ): 470–3. 10.15386/cjmed-612

Jones, J.R. (2015). Reprint of: Review of bioactive glass: From Hench to hybrids. *Acta Biomaterialia* 23: 4457– 4486.

Katebzadeh N, Dalton BC, Trope M. (1998). Strengthening immature teeth during and after apexification. *J Endod* 24:256-9.

Kingshott, P.; Andersson, G.G.; McArthur, S.L.; Griesser, H. (2011). Surface modification and chemical surface analysis of biomaterials. *Curr. Opin. Chem. Biol.* 15, 667–676.

Koch K, Brave D. (2009). El mayor uso de biocerámicas en endodoncia. *Ciudad dental.* ; 10 :39–43.

Koch, D.; Brave, K.; Nasseh, A. (2010). Bioceramic Technology: Closing the Endo-Restorative Circle, Part I. *Dent Today* 29(2): 100–5.

Kokubo, T.; Takadama, H. (2006). How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials* 27(15): 2907–2915

Koutroulis, A.; Kuehne, S.A.; Cooper, P.R.; Camilleri, J. (2019). The role of calcium ion release on biocompatibility and antimicrobial properties of hydraulic cements. *Sci. Rep.*, 9, 19019.

Lee Seung-Jong, Monsef Mehdi, Torabinejad Mahmoud, (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations, *Journal of Endodontics*, Volume 19, Issue 11, Pages 541-544

Lovato KF, Sedgley CM. (2011). Antibacterial activity of endosequence root canal repair material and ProRoot MTA against clinical isolates of *Enterococcus faecalis*. *J Endod*; 37:1542–6.

Love RM. (1997). Effects of dental trauma on the pulp. *Pract Periodontics Aesthet Dent*; 9:427-36; quiz 38.

Malkondu Ö, Karapinar Kazandağ M, Kazazoğlu E. (2014). A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int.*: 160951.

Mariusz L, Alicja N, Katarzyna K, Lidia P, Iwona W, Lech B, Paweł A, Anna J, Katarzyna G, Ewa S, Krzysztof W, Agnieszka D. (2017). Factors affecting the outcomes of direct pulp capping using Biodentine. *Clinical Oral Investigations*.

Marques MS, Wesselink PR, Shemesh H (2015). Outcome of direct pulp capping with mineral trioxide aggregate: a prospective study. *Journal of Endodontics* 41, 1026–31

Massler M. (1967). Preventive endodontics: vital pulp therapy. *Dent Clin North Am*; 11:663-73.

Matsuo T, Nakanishi T, Shimizu H, Ebisu S. (1996). A clinical study of direct pulp capping applied to carious-exposed pulps. *J Endod* 22:551-6.

McHugh CP, Zhang P, Michalek S, Eleazer PD. (2014). pH required to kill *Enterococcus faecalis* in vitro. *J Endod*;30: 218–9.

Mente J, Geletneky B, Ohle M et al. (2010). Mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide direct pulp capping: an analysis of the clinical treatment outcome. *Journal of Endodontics* 36, 806–13.

Mente J, Hufnagel S, Leo M et al. (2014). Treatment outcome of mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide direct pulp capping: long-term results. *Journal of Endodontics* 40, 1746–51

Mjor IA. *Pulp-dentin biology in restorative dentistry*. (2002). Chicago: Quintessence.

Moore A, Howley MF, O'Connell AC. (2011). Treatment of open apex teeth using two types of white mineral trioxide aggregate after initial dressing with calcium hydroxide in children. *Dent Traumatol*.;27(3):166-173

Motwani N, Ikhar A, Nikhade P, Chandak M, Rathi S, Dugar M, Rajnekar R. (2021) Premixed bioceramics: A novel pulp capping agent. *J Conserv Dent*. 24(2):124-129.

Murray PE, Hafez AA, Smith AJ, Cox CF. (2002). Hierarchy of pulp capping and repair activities responsible for dentin bridge formation. *Am J Dent* 15:236-43.

Murray PE, Hafez AA, Smith AJ, Cox CF. (2003). Identification of hierarchical factors to guide clinical decision making for successful long-term pulp capping. *Quintessence Int*;34(1):61-70

Naik S, Hegde AH (2005). Mineral trioxide aggregate as a pulpotomy agent in primary molars: an in vivo study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 23(1):13–16

Negm, A., Hassanien, E., Abu-Seida, A.M., Nagy, M., (2016). Physical evaluation of a new pulp capping material developed from Portland cement. *J. Clin. Exper. Dent.* 8, e278–283.

Nekoofar MH, Stone DF, Dummer PM. (2010). El efecto de la contaminación sanguínea sobre la resistencia a la compresión y la microestructura superficial del agregado de trióxido mineral. *Int Endod J*; 43 : 782–91.

Niu, L.; Jiao, K.; Wang, T.; Camilleri, J.; Bergeron, B.E.; Feng, H.-I.; Tay, F. (2014). NIH Public Access 6(5): 1– 31.

Parirokh M, Torabinejad M. (2010a). Agregado de trióxido mineral: una revisión exhaustiva de la literatura. Parte I: propiedades químicas, físicas y antibacterianas. *J. Endod.*; 36 ( 1 ): 16–27.

Parirokh M, Torabinejad M. (2010b)Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-part III clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod* 2010;36(3):400-413

Pedano MS, Li X, Yoshihara K, Landuyt KV, Van Meerbeek B. (2020). Citotoxicidad y bioactividad de los agentes de tapado de la pulpa dental hacia las células de pulpa dental humana: una revisión sistemática de los estudios en el vitro y el metanálisis de los ensayos clínicos aleatorizados y controlados. *Materiales (Basel)*. 12;13(12):2670.

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

Primus C., Gutmann J.L., Yapp, Tay F R., (2014). Physical properties of new generation tricalcium silicate dental materials, *Bioceram. Dev. Appl.* 4 075.

Primus C., Tay F R., Li-na Niu. (2019). Bioactive tri/dicalcium silicate cements for treatment of pulpal and periapical tissues, *Acta Biomaterialia*, Volume 96.

Qureshi A, Soujanya E, Nandakumar P. (2014). Avances recientes en materiales de recubrimiento pulpar: una descripción general. *J Clin Diagn Res.*; 8 :316.

Rabie G, Trope M, Tronstad L. **(1986)**. Strengthening of immature teeth during long-term endodontic therapy. *Endod Dent Traumatol*; 2(1):43-7.

Rafter, M. **(2005)**. Apexification: a review, *Dent. Traumatol.* 21 1–8,

Raghavendra, S.S.; Jadhav, G.R.; Gathani, K.M.; Kotadia, P. **(2017)**. Bioceramics in endodontics – a review. *J Istanbul Univ Fac Dent* 36(3): 400–413

Rajasekharan, S.; Martens, L.C.; Cauwels, R.G.E.C.; Anthonappa, R.P.; Verbeeck, R.M.H. **(2018)**. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: A 3 year literature review and update. *Eur. Arch. Paediatr. Dent.*, 19, 1–22.

Ranjan M. **(2014)**. Revisión sobre Biodentine: un sustituto bioactivo de la dentina . *J Dent Med Ciencias*; 13 ( 1 ): 13–7.

Reyes-carmona, J.F. et al. **(2009)**. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and White Portland cement with dentin in a phosphate containing fluid. *Journal of Endodontics*, v. 35, n. 5, p. 731-36.

Reyes-Carmona JR, Delippe MS, Felipe WT. **(2010)**. The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *J Endod*;36:286–91.

Reyes-Carmona JF, Santos ARS, Figueiredo CP, Felipe MS, Felipe WT, Cordeiro MM. **(2011)**. In vivo host interaction with mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide: inflammatory molecular signalling assessment. *J Endod*;37:731–6.

Richardson IG. **(2004)**. Tobermorite/jennite- and tobermorite/calcium hydroxide-based models for the structure of C–S–H: applicability to hardened pastes of tricalcium silicate, h-dicalcium silicate, Portland cement, and blends of Portland cement with blast-furnace slag, metakaolin, or silica fume. *Cem Concr Res*;34:1733–77.

Robertson A, Andreasen FM, Andreasen JO, Noren JG. **(2000)**. Long-term prognosis of crown-fractured permanent incisors: the effect of stage of root development and associated luxation injury. *Int J Paediatr Dent*;10(3):191-9.

Rodríguez-Lozano, F.J.; López-García, S.; García-Bernal, D.; Lloret, M.R.P.; Guerrero-Gironés, J.; Pecci-Lloret, M.P.; Lozano, A.; Llana, C.; Spagnuolo, G.; Forner, L. **(2020)**.

In Vitro Effect of Putty Calcium Silicate Materials on Human Periodontal Ligament Stem Cells. *Appl. Sci.*, 10, 325.

Sanz, J.L.; Rodríguez-Lozano, F.J.; Llana, C.; Sauro, S.; Forner, L. (2019). Bioactivity of Bioceramic Materials Used in the Dentin-Pulp Complex Therapy: A Systematic Review. *Materials*, 12, 1015.

Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyena R, Kawashima I. (2005). Physicochemical basis of the biological properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod*;31:97–100.

Seo MS, Hwang KG, Lee JL, Kim H, Baek SH. (2013). The effect of mineral trioxide aggregate on odontogenic differentiation in dental pulp stem cells. *J Endod*;38:242–8.

Septodont. (2015). Biodentine - Instruction.

Septodont. (2017). BioRoot Instruction.

Schembri M., Peplow G., Camilleri J., (2010). Analyses of heavy metals in mineral trioxide aggregate and Portland cement, *J. Endod.* 36 1210–1215.

Schmalz, G.; Widbiller, M.; Galler, K. (2016). Material Tissue Interaction—From Toxicity to Tissue Regeneration. *Oper. Dent.*, 41, 117–131.

Shabahang S. (2013). Treatment options: apexogenesis and apexification. *J Endod.*;39(3Suppl): S26-S29.

Shabahang S, Torabinejad M. (2000). Treatment of teeth with open apices using mineral trioxide aggregate. *Pract Periodontics Aesthet Dent*;12:315-20; quiz 22.

Shen Q, Sun J, Wu J, Liu C, Chen F. (2010). An in vitro investigation of the mechanical–chemical and biological properties of calcium phosphate/calcium silicate/bismutite cement for dental pulp capping. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater*;94:141–8.

Shen Y, Peng B, Yang Y, Ma J, Haapasalo M (2015). What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials? *Endod. Top.* 32:47–85.

Shi, X.; Mao, J.; Liu, Y. (2020). Pulp stem cells derived from human permanent and deciduous teeth: Biological characteristics and therapeutic applications. *Stem Cells Transl. Med*, 9, 445–464.

Shin S, Chen I, Karabucak B, Baek S, Kim S. (2017). MTA and Bioceramic Root End Filling Materials. In: *Microsurgery in Endodontics*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc. p. 91–99.

Simon, S.; Flouriot, A.-C. (2016). A new biomaterial for root canal filling Bioceramics properties, 1–8.

Singh H, Kaur M, Markan S, Kapoor P. (2014). Biodentine: un prometedor sustituto de la dentina . *J Interdiscipl Med Dent Sci* . ; 2 :140.

Silva Almeida LH, Moraes RR, Morgental RD, Pappen FG (2017). Are Premixed Calcium Silicate–based Endodontic Sealers Comparable to Conventional Materials? A Systematic Review of In Vitro Studies. *J. Endod.* 43:527–535.

Siqueira Jr JF, Lopes HP. (1999). Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J*;32:361–9.

Song M, Yu B, Kim S, et al. (2017). Clinical and molecular perspectives of reparative dentin formation: lessons learned from pulp-capping materials and the emerging roles of calcium. *Dental Clinics of North America* 61, 93–110.

Spagnuolo, G.; Codispoti, B.; Marrelli, M.; Rengo, C.; Rengo, S.; Tatullo, M. (2018). Commitment of Oral-Derived Stem Cells in Dental and Maxillofacial Applications. *Dent. J.*, 6, 72.

Taddei P, Modena E, Tinti A, Siboni F, Prati C, Gandolfi MG. (2014). Effect of the fluoride content on the bioactivity of calcium silicate-based endodontic cements. *Ceram Int*;40:4095–107.

Tang H.M., Torabinejad M., Kettering J.D., (2002). Leakage evaluation of root end filling materials using endotoxin, *J. Endod.* 28 5–7.

Tay FR, Pashley DH. (2008). Guided tissue remineralization of partially demineralized human dentine. *Biomaterials*;29:1127–37.

Tecles O, Laurent P, Aubut V, About I. (2008). Human tooth culture: a study model for reparative dentinogenesis and direct pulp capping materials biocompatibility. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater*; 85:180–7.

- Thompson TS, Berry JE, Somerman MJ, Kirkwood KL. **(2003)**. Cementoblasts maintain expression of osteocalcin in the presence of mineral trioxide aggregate. *J Endod*; 29:407–11.
- Torabinejad M., Hong C.U., Pitt Ford T.R., J.D. Kettering, **(1995a)**. Cytotoxicity of four root end filling materials, *J. Endod.* 21 489–492.
- Torabinejad, M., Hong, CU, McDonald, F., Pitt Ford, TR. **(1995b)**. Propiedades físicas y químicas de un nuevo material de obturación del extremo de la raíz. *J. Endodontic*, 21 , 349–353.
- Torabinejad M., Rastegar A.F., Kettering J.D., Pitt Ford T.R., **(1995c)**. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material, *J. Endod.* 21 109-112.
- Torabinejad M., Hong C.U., Lee S.J., Monsef M., Pitt Ford T.R., **(1995d)**. Investigation of mineral trioxide aggregate for root-end filling in dogs, *J. Endod.* 21 603–608.
- Torabinejad M., Pitt Ford T.R., McKendry D.J., Abedi H.R, Miller D.A., Kariyawasam S.P., **(1997)**. Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root- end filling in monkeys, *J. Endod.* 23 (43) 225–228.
- Torabinejad M, Chivian N. **(1999)**. Clinical applications of mineral tri- oxide aggregate. *J Endod* 25(3):197-205.
- Torabinejad M, Parirokh M. **(2010)**. Agregado de trióxido mineral: una revisión exhaustiva de la literatura, parte II: investigaciones de fugas y biocompatibilidad . *J. Endod*; 36 ( 2 ): 190-202.
- Torabinejad M. **(2014)**. Mineral trioxide aggregate: properties and clinical applications.
- Tran D, He J, Glickman GN, Woodmansey KF **(2016)**. Comparative Analysis of Calcium Silicate–based Root Filling Materials Using an Open Apex Model. *J. Endod.* 42:654–658.
- Tziafas D, Pantelidou O, Alvanou A, Belibasakis G, Papadim- itriou S. **(2002)**. The dentinogenic effect of mineral trioxide aggregate (MTA) in short-term capping experiments. *Int Endod J*; 35:245-54

Vallés M, Roig M, Duran-Sindreu F, Martínez S, Mercadé M (2015). Color Stability of Teeth Restored with Biodentine: A 6-month In Vitro Study. *J. Endod.* 41:1157–1160.

Vallittu, P.K. et al. (2018). Bioactive dental materials - Do they exist and what does bioactivity mean? *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, v. 34, n. 5, p. 693-694.

Vivan RR, Zapata RO, Zeferino MA, Bramante CM, Bernardineli N, García RB et al. (2010). Evaluación de las propiedades físicas y químicas de dos materiales de obturación radicular comerciales y tres experimentales. *Cirugía Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 110 ( 2 ): 250–6.

Webber RT. (1984). Apexogenesis versus apexification. *Dent Clin North Am*; 28:669-97.

Witherspoon D.E., Small J.C., Harris G.Z., (2006). Mineral trioxide aggregate pulpotomies, *J. Am. Dent. Assoc.* 137. 610–618.

Witherspoon, D. E. (2008). Vital pulp therapy with new materials: new directions and treatment perspectives—permanent teeth, *Pediatr. Dent.* 30 220–224.

Whitherspoon *et al.*, 2006

Witte, D. (1878). "Das Füllen der Wurzelcanäle mit Portland-Cement." *Dtsch Vierteljahresschr Zahnheilkd* 18: 153-154.

Zhang H, Pappen FG, Haapasalo M. (2009). Dentin enhances the antibacterial effect of mineral trioxide aggregate and bioaggregate. *J Endod*;35:221–4.

Žižka R, Šedý J, Gregor L, Voborná I. (2018). Discoloration after Regenerative Endodontic Procedures: A Critical Review. *Iran Endod J.* Summer;13(3):278-284.