

## Artículo de Revisión

**Evolución de los cementos biocerámicos en endodoncia**

Evolution of bioceramic cements in endodontics

Evolução de cimentos biocerâmicos em endodontia

Monica Yizely Llanos-Carazas\*

**Resumen**

Los materiales biocerámicos son capaces de funcionar como tejidos humanos o de reabsorberse, estimulan la regeneración de tejidos naturales, estos pueden ser silicatos de calcio, hidroxiapatita y fosfatos de calcio reabsorbible; han ido en evolución, actualmente se encuentra en el auge de su aplicación en odontología y la endodoncia debido a sus propiedades fisicoquímicas y su perfil hidrofílico, biocompatibilidad y capacidad osteoinductiva. El presente artículo de revisión corresponde a la recopilación de información actualizada con el objetivo de definir los materiales biocerámicos, describir su evolución y tipos, resaltando los usos y aplicaciones durante la terapia endodóntica, la búsqueda se realizó en revistas indexadas en MEDLINE®, SciELO, LILACS, Latindex, Google Scholar; con la utilización de descriptores como "biocerámicos", "Biodentine", "BioRoot RCS", "TheraCal LC", "mineral trióxido agregado"; "silicato tricálcico". Se concluye que la denominación correcta para los materiales biocerámicos en endodoncia sería cementos hidráulicos bioactivos basados en silicato de tricálcico.

**Palabras clave:** biocerámicos; BioRoot RCS; biodentine; mineral trióxido agregado; silicato tricálcico.

**Abstract**

Bioceramic materials are able to function as human tissues or to reabsorb, stimulate the regeneration of natural tissues, these can be calcium silicates, hydroxyapatite and resorbable calcium phosphates; have been evolving, is currently in the heyday of its application in dentistry and endodontics due to its physicochemical properties and its hydrophilic profile, biocompatibility and osteoinductive capacity. This review article corresponds to the compilation of updated information with the aim of defining bioceramics, describe their evolution and types, highlighting the uses and applications during endodontic therapy, the search was conducted in journals indexed in MEDLINE®, SciELO, LILACS, Latindex, Google Scholar; with the use of descriptors such as "bioceramics", "Biodentine", "BioRoot RCS", "TheraCal LC", "mineral trioxide aggregate"; "tricalcium silicate". It is concluded that the correct name for the bioceramic materials in endodontics would be bioactive hydraulic cements based on tricalcium silicate

**Keyword:** biocerámicos; BioRoot RCS; calcium silicate; mineral trioxide aggregate; tricalcium silicate.

**Resumo**

Biocerâmicas são capazes de funcionar como tecidos humanos ou reabsorvem, estimular a regeneração de tecidos naturais, estes podem ser silicato de cálcio, hidroxiapatite e fosfato de cálcio reabsorvível; foram evoluindo, está no pico da sua aplicação em odontologia e endodontia devido às suas propriedades físico-químicas e perfil hidrófilo, biocompatibilidade e capacidade osteoindutora. Este artigo de revisão corresponde à coleção atualizada com o objectivo de definir bioceramics, descrevendo a sua evolução e tipos, destacando os usos e aplicações durante a terapia endodôntica, a pesquisa foi realizada em revistas indexadas no MEDLINE, SciELO, LILACS, Latindex, Google Scholar; com o uso de descritores como "Biocerâmicas", "Biodentine" "BioRoot RCS", "TheraCal LC", "trióxido de mineral agregado"; "Silicato tricálcico". Conclui-se que o nome correto para os materiais biocerâmicos em endodontia seriam os cimentos hidráulicos bioativos à base de silicato tricálcico.

**Palavras-chave:** biocerâmica; BioRoot RCS; silicato de cálcio; mineral trióxido adicionado; silicato tricálcico.

Facultad de Medicina Humana, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Lima – Perú.

\* Autor para correspondencia: [mllanosc1@unmsm.edu.pe](mailto:mllanosc1@unmsm.edu.pe) (M. Llanos-Carazas)

**Recibido: 01 de marzo del 2019****Aceptado: 31 de mayo del 2019**

## Introducción

Los materiales odontológicos han evolucionado de forma espectacular; con respecto a los materiales biocerámicos estos fueron introducidos a la endodoncia gracias a la expansión en sus distintas aplicaciones, a sus propiedades fisicoquímicas que los hacen tan interesantes. En primer lugar, su perfil hidrofílico; ya que pueden establecerse 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 osteoinductiva intrínseca, logrando 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). Es por ello que el presente artículo de revisión bibliográfica, recopila información actualizada con el objetivo de definir los materiales biocerámicos, describir su evolución y tipos, resaltando los usos y aplicaciones durante la terapia endodóntica. Se empleó el método cualitativo, análisis de contenido de tipo directo. La revisión de información se basó en la búsqueda de información en revistas indexadas en MEDLINE®, SciELO, LILACS, Latindex, Google Scholar; con la utilización de descriptores como "biocerámicos", "Biodentine", "Bioroot RCS", "calcium silicate", "Mineral trioxide aggregate"; "tricalcium silicate", en inglés y en español, de los cuales se seleccionaron 57 artículos que incluyen reportes de caso, ensayos clínicos, artículos originales, revisiones sistemáticas, revisiones de literatura, se procedió a la lectura crítica y análisis de la información y se estructuraron subtemas en los que se describe a los materiales biocerámicos basados en silicato de calcio hidráulico

### Los biocerámicos

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), cuyo prefijo "bio" se refiere a su biocompatibilidad (Simon y Flouriot, 2016). Tienen la capacidad de funcionar como tejidos humanos o de reabsorberse y estimulan la

regeneración de tejidos (Raghavendra *et al.*, 2017), los cuales incluyen alúmina y zirconio, vidrio bioactivo, cerámica de vidrio, silicatos de calcio, hidroxiapatita y fosfatos de calcio reabsorbibles (Best *et al.*, 2008; Raghavendra *et al.*, 2017). Se distinguen tres tipos básicos de biocerámicos: 1. Cerámicas bioenergéticas de alta resistencia (alúmina, zirconio y carbono) (Simon y Flouriot, 2016). 2. Cerámicas bioactivas. 3. Cerámica biodegradable o reabsorbible (Simon y Flouriot, 2016), reemplazado o incorporado en el tejido (fosfato tricálcico) (Raghavendra *et al.*, 2017)

El término material bioactivo de acuerdo a 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). Siendo el primer material bioactivo el "Bioglass" material artificial que se une químicamente con el hueso, es una marca registrada por la Universidad de Florida como un nombre para el original Composición 45S5 (Hench, 2006; Jones, 2013).

De acuerdo con Kokubo y Takadama (2006), los materiales bioactivos son aquellos que formaran apatita carbonatada después de sumergirse en una solución similar al suero, formando enlaces químicos directos con el hueso o tejidos blandos de un organismo vivo Biovidrio y vidrio cerámica (Simon y Flouriot, 2016), como resultado de la reacción del hidróxido de calcio con los fosfatos de calcio y fluidos tisulares (Camilleri, 2011).

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 cemento las variaciones en la distribución del tamaño como el tamaño de partícula, espesantes, acelerantes y otros componentes que pueden afectar las propiedades de manejo y las reacciones de configuración que dan como resultado a variaciones en su rendimiento (Ha *et al.*, 2017).

Históricamente los cementos catalogados como biocerámicos surgen a partir de la composición del Cemento Portland.

### Cemento Portland (CP)

Es uno de los materiales más empleados en construcción, éste material es fabricado por un proceso de clinkerización o fusión parcial de materias primas (Bramante *et al.*, 2008).

El *clinker portland* es el principal componente del cemento Portland. El cual se forma tras calcinar caliza y arcilla. Es el producto del horno que se muele para fabricar el cemento Portland. La *clinkerización* es el proceso que incluye la descarbonatación de piedra caliza a 400-600 °C, formación de silicato dicálcico, aluminato tricálcico y aluminoferrita tetracálcica entre 800 y 1200 °C y producción de silicato tricálcico a 1400 °C mediante reacción de silicato dicálcico con la cal libre (Camilleri, 2007). Se pueden incluir aditivos y, dependiendo del tipo de aditivo, el cemento portland se clasifica en diferentes tipos (Bramante *et al.*, 2008).

El CP fue patentado por Joseph Aspdin en el año 1824, actualmente se fabrica mezclando sustancias que contienen cal, sílice, alúmina y óxido de hierro y luego calentando la mezcla hasta que casi se fusiona (Siboni *et al.*, 2017), a través del proceso de calcinación de la piedra caliza provenientes de Portland y materiales silicio-arcillosos (Raghavendra *et al.*, 2017), es una mezcla de silicato dicálcico, silicato tricálcico, gypsum y aluminio ferrito tetracálcico (Obando-Pereda *et al.*, 2009), el cual es elaborado de materias primas naturales que poseen inclusiones de arsénico, plomo y cromo, estos minerales se pueden encontrar en el material que se lixivia. Este cemento posee dos fases una de silicato tricálcico y otra de aluminato tricálcico, que cuando reacciona está en contacto cercano con los tejidos. La fase de aluminio puede lixiviar en el plasma y el hígado de animales de prueba, relacionándose con el Alzheimer de acuerdo a lo reportado por Forbes y McLachlan, haciendo que los fabricantes reemplacen el CP por silicato tricálcico puro (Moinzadeh *et al.*, 2015).

El inconveniente de este cemento es su radiopacidad, esto los hace inadecuados para uso clínico. Por este motivo, se han incluido varios radiopacificadores en la composición de otros HCSC. ProRoot MTA contiene aproximadamente 20% de óxido de bismuto, similar a MTA Angelus, Tech Biosealer root-end y Tech Biosealer endo y Micro Mega MTA (Prati y Gandolfi, 2015).

### **El agregado trióxido mineral (MTA)**

Es el primer material biocerámico utilizado con éxito en endodoncia (Raghavendra *et al.*, 2017), fue descrito por primera vez en la literatura científica dental por Lee *et al.* (1993), sin

embargo fue aplicado y patentado en 1995 por Torabinejad *et al.* (1995) White (Moinzadeh *et al.*, 2015; Obando-Pereda *et al.*, 2009; Raghavendra *et al.*, 2017), Inicialmente se supuso que MTA consistía en óxidos y un fosfato de calcio amorfo, de ahí el nombre como un agregado de óxido (Moinzadeh *et al.*, 2015). Este supuesto ha sido refutado por Camilleri *et al.* (2005), quienes concluyeron que el MTA en realidad consiste en un polvo fino de silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, yeso, aluminato férrico tetracálcico, sulfato de calcio, óxido de bismuto, y algunas trazas de óxidos metálicos. Adicionalmente óxido de bismuto en una proporción de 4: 1 como radiopacificador (Torabinejad *et al.*, 1995). Las principales fases constituyentes son el silicato tricálcico y dicálcico y el aluminato tricálcico, es un cemento Portland tipo 1 (Camilleri, 2007).

Se caracteriza por ser osteoconductor, inductor y biocompatible, fue lanzado inicialmente en su versión gris y luego en su versión blanca (Raghavendra *et al.*, 2017).

Históricamente se comercializó bajo la denominación de ProRoot MTA gris, posteriormente el ProRoot MTA blanco (Prati y Gandolfi, 2015). Éstos se diferencian porque el MTA blanco presenta 54,9% menos de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, 56,5% menos MgO y 90,8% menos FeO que MTA gris, lo que lleva a la conclusión de que la reducción de FeO es la causa más probable del cambio de color del material (Roberts *et al.*, 2008). También se informó que MTA blanco posee un tamaño de partícula global más pequeño que MTA gris (Raghavendra *et al.*, 2017).

El ProRoot MTA contiene aproximadamente 20% de óxido de bismuto, similar a MTA Angelus y desafortunadamente, el óxido de bismuto como radiopacificador puede reducir y deteriorar la biocompatibilidad del cemento, como lo menciona Prati y Gandolfi (2015) respecto al estudio *in vitro* realizado por Gandolfi *et al.* (2015). Por estas razones, algunos materiales se producen sin radiopacificador y se aplican como material para recubrimientos pulpaes o apicogénesis. Otro inconveniente es el "lavado" del material cuando entra en contacto con líquidos como sangre o agentes de enjuague como por ejemplo, al irrigar durante tratamientos quirúrgicos, debido al tiempo de fraguado largo, una baja fuerza adhesiva y de baja cohesión, (Moinzadeh *et al.*, 2015). Así como la decoloración dental causada por el óxido de bismuto, especialmente cuando

está en contacto con hipoclorito de sodio de acuerdo a lo mencionado por Camilleri, por lo cual algunos fabricantes han agregado radiopacificadores alternativos a sus formulaciones como por ejemplo el dióxido de zirconio (Keskin *et al.*, 2015).

Con respecto a los componentes del MTA respecto al Cemento Portland, se dice que poseen un menor tamaño de partícula, contienen menos metales pesados tóxicos, posee un mayor tiempo de trabajo y parece haber sufrido un proceso adicional de purificación, existe un nivel más bajo de silicato tricálcico y un nivel más alto de silicato dicálcico y escasa fase de aluminato (Camilleri, 2008).

**Composición:** El MTA y el cemento portland tienen composición similar y adicionalmente contienen un radiopacificador (Tabla 1 y2).

**Tabla 1**

Composición del *clinker portland*

Clinker portland
55% Silicato Tricálcico ( Camilleri, 2007) $3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$ ( $\text{C}_3\text{S}$ )
20% Silicato Dicálcico (Camilleri, 2007) $2\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$ ( $\text{C}_2\text{S}$ )
10% Aluminato tricálcico (Camilleri, 2007) $3\text{CaO}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3$ ( $\text{C}_3\text{A}$ )
10% Aluminato férrico tetracálcico (Camilleri, 2007) $4\text{CaO}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot\text{Fe}_2\text{O}_3$ ( $\text{C}_4\text{AF}$ )

**Tabla 2**

Composición del mineral trióxido agregado (MTA)

Mineral trióxido agregado (MTA)		
Polvo	Líquido	Radiopacificador
Cemento Portland tipo 1	Agua destilada estéril.	Oxido de Bismuto $\text{Bi}_2\text{O}_3$
Silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, óxido de calcio, ferroaluminato tetracálcico.	(Obando-Pereda <i>et al.</i> , 2009)	

De acuerdo a Obando-Pereda *et al.* (2009) el tamaño de partícula aproximado para el MTA-Angelus es de  $10 \pm 2 \mu\text{m}$  sobre una capa de material amorfo.

**Proporción de la mezcla:** La relación de líquido y polvo recomendada para MTA es 3: 1 (Raghavendra *et al.*, 2017) o 1 g de polvo y 0,33 ml de agua destilada (Torres *et al.*, 2018).

**Tiempo de Fraguado:** El tiempo de mezcla es de 30 segundos, fragua después de aproximadamente 3 horas, pero después de este tiempo el material no está completamente hidratado

(Raghavendra *et al.*, 2017). En el caso particular del cemento ProRoot de acuerdo a Torabinejad *et al.* (1995) el fraguado final es de 2 h y 45 min ( $\pm 5$  min). Para el ProRoot MTA blanco es de 140 min  $\pm 2.58$  (2 h y 20 min) y 175 min  $\pm 2.55$  (2 h y 55 min) para ProRoot MTA gris (Islam *et al.*, 2006).

La presencia del Gypsum es la razón del tiempo de fraguado extendido (Raghavendra *et al.*, 2017). Se han propuesto diversos aceleradores para reducir el tiempo de fraguado, como el cloruro de calcio al 3 y 5% (Roberts *et al.*, 2008), carbonato de calcio, resinas naturales, quitosán y otros (Prati y Gandolfi, 2015).

“El MTA requiere de humedad para poder desarrollar sus propiedades de manera óptima, es recomendable la colocación de un pellet de algodón húmedo al material, de acuerdo a las recomendaciones del fabricante, para proporcionar al MTA una humedad adicional, lo cual se traduce en una cita adicional para remover la bolita de algodón y reemplazar la restauración temporal por una final” (Moizadeh *et al.*, 2015).

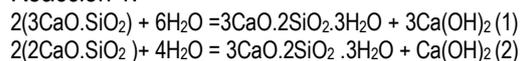
#### Propiedades

**Resistencia a la compresión:** La resistencia a la compresión se correlaciona con la etapa de hidratación y la presión durante la aplicación del MTA (Nekoofar *et al.*, 2007). Se sabe que el MTA posee una resistencia de 40 MPa a las 24 horas y 67 MPa a los 21 días (Raghavendra *et al.*, 2017). Con respecto al WMTA se reportó una resistencia a la compresión de 45,84 MPa a los 3 días y 86.02 MPa a los 28 días (Islam *et al.*, 2006).

**Reacción de proceso de hidratación:** La reacción del MTA se establece a través de una reacción exotérmica, que requiere la hidratación del polvo para producir la pasta de cemento que madura con el tiempo (Raghavendra *et al.*, 2017).

El silicato tricálcico y el silicato dicálcico reaccionan con el agua y forman silicato de calcio hidratado e hidróxido de calcio (Moizadeh *et al.*, 2015).

Reacción 1:



Reacción 2:

El aluminato tricálcico reacciona con el yeso y el agua formando estringita, esta reacción es esencial para controlar la velocidad de curado del MTA y del cemento Portland en general (Moizadeh *et al.*, 2015).

**Biocompatibilidad:** El MTA no es mutagénico ni neurotóxico (Raghavendra *et al.*, 2017), posee efectos antiinflamatorios en el tejido de la pulpa, es cementoinductivo y osteoconductor (Hakki *et al.*, 2009). Recientemente se han introducido nuevos materiales como el MTA flow de Ultradent el cual es biocompatible de acuerdo a lo mencionado por Mondelli *et al.* (2018), pues permite la proliferación de fibroblastos, formación de colágeno y la regresión del proceso inflamatorio en tejido subcutáneo a los 60 días. Aunque en el caso particular del MTA Fillapex éste muestra mayor citotoxicidad durante las 24, 48 y 72 horas posteriores a la elución, en comparación a otros materiales biocerámicos como BioRoot RCS, Totalfill BC Sealer de acuerdo a Colombo *et al.* (2018) estos resultados coinciden con lo reportado por Jung *et al.* (2018) donde menciona que el MTA Fillapex ejerce un impacto negativo en la viabilidad de las células de pulpa dental humana, así como en los osteoblastos humanos y exhibe efectos citotóxicos sobre las células osteogénicas y angiogénicas. Por lo tanto, MTA Fillapex no es bioactivo.

**Solubilidad:** De acuerdo a Torres *et al.* (2018) la solubilidad presentada por inmersión en agua destilada del WMTA (White MTA Angelus) a los 7 días fue de  $-1,36(\pm 0,69)$  % y a los 30 días  $4,12(\pm 2,06)$ . Con respecto a la inmersión de las muestras en solución salina balanceada de Hank (HBSS) el MTA White Angelus mostró el mayor aumento de solubilidad y porosidad después de 30 días  $0,0242 (\pm 0,0020)$ , en comparación con los cementos Biodentine y Óxido de Zinc y Eugenol. La solubilidad observada para MTA puede asociarse con la presencia de óxido de bismuto como radiopacificador, que aumenta la porosidad del cemento, disminuyendo su estabilidad mecánica y aumentando su solubilidad, así como también el incremento de agua en la mezcla (Torres *et al.*, 2018).

**Potencial de hidrogeniones (pH):** Los productos de tipo MTA tienen un pH inicial de 10,2, que se eleva a 12,5 tres horas después de la mezcla, manteniéndose constante (Torabinejad *et al.*, 1995).

Aunque el MTA Fillapex de acuerdo a las evaluaciones observadas por Colombo *et al.* (2018) el pH a las 3 horas posteriores a su aplicación e incubación exhibe un pH inicial de 7,68 que fue seguido por un pH alcalino débil pasadas las 24 horas a 8,02.

### Cementos basados en silicato tricálcico hidráulico (CSCH)

Una nueva generación de cementos con propiedades mejoradas se ha lanzado en el transcurso de los últimos años. 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 (CSCH) 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. El cemento Portland es el componente principal del MTA, este último está compuesto de 67–75% de silicato tricálcico (Formosa *et al.*, 2012) (Figura 1). Se expanden en 0,2-6% del volumen inicial por la absorción de agua y contribuye de manera importante a la capacidad de sellado (Prati y Gandolfi, 2015), aumentando la retención de cemento microquímico a lo largo de las paredes internas y la adaptación de la interfaz.



Figura 1. Tipos de materiales basados en silicato de tricálcico hidráulicos.

La biomineralización puede influir positivamente en la fuerza adhesiva de inserción de este tipo de material aumentando la retención mecánica (Prati y Gandolfi, 2015), con la formación de marcas minerales dentro de los túbulos dentinarios, mejorando así la actividad biológica dentro del conducto radicular (Camilleri, 2015a). Se caracterizan por liberar iones  $Ca^{2+}$ , durante mucho tiempo después del fraguado y son la única familia de materiales que garantiza una liberación continua en contacto con dentina y huesos húmedos (Prati y Gandolfi, 2015), esta mayor reactividad tiene como resultado la

porosidad que podría influir negativamente en la capacidad de sellado y/o la adaptación marginal creando canales interconectados y dejando espacios para la filtración, los cuales pueden disminuir con el paso del tiempo, probablemente debido a la expansión hidráulica (Prati y Gandolfi, 2015). Formando una capa interfacial sobre la dentina denominada “Zona de infiltración mineral”, existiendo un grabado alcalino y cáustico en la superficie de la dentina producida por los subproductos de la hidratación del material bioactivo, lo cual origina la degradación del componente colágeno de la dentina interfacial (Atmeh *et al.*, 2012). Esta degradación conduce a la formación de una estructura porosa que facilita la permeabilidad, posteriormente habrá una liberación de iones fosfato del diente, que reaccionarán con el calcio del material bioactivo incrementando la mineralización de esta región y produciendo adhesión del cemento en la superficie del diente (Atmeh *et al.*, 2012; Donnermeyer *et al.*, 2018), a su vez posee una actividad alcalinizante y aumenta el pH local durante su reacción de hidratación relacionado a la liberación de

hidróxido de calcio lo cual puede explicar las propiedades antibacterianas informadas de estos materiales (Prati y Gandolfi, 2015). Es decir, crea un entorno compatible con la osteogénesis y en algunos casos, es compatible con tejidos blandos, mediante el desarrollo de una interfaz natural de unión entre materiales vivos y no vivos (Niu *et al.*, 2014).

En la búsqueda del material endodóntico ideal, se han desarrollado y comercializado nuevos CSCH, los cuales superan algunos de los inconvenientes de los cementos originales, tales como: tiempo de fraguado prolongado, manipulación, solubilidad en un ambiente demasiado húmedo (es decir, sitios de sangrado), baja radiopacidad y alto costo (Gandolfi *et al.*, 2015; Prati y Gandolfi, 2015). La composición de los materiales habitualmente es siempre un cemento en polvo, un radiopacificador y un líquido de mezcla. Para los materiales de nueva generación tenemos materiales premezclados los cuales facilitan su uso en buenas condiciones, con un menor riesgo de heterogeneidad en la preparación (Simon y Flouriot, 2016).

**Tabla 3**  
Aplicaciones de los cementos de silicato tricálcico hidráulico

Aplicación	Materiales	
	Producto	Marca comercial
Cemento sellador en endodoncia	BioRoot RCS®	Septodont, Saint Maur des Fosses, France
	Endoseque Endosequence BC Sealer HiFlow	Brasseler USA, Savannah, GA, USA
	Bio-C Sealer	Angelus, Londrina, Brazil
	TotalFill® BC Sealer™	FKG Dentaire SA Switzerland
	iRoot® BP Plus	Innovative Bioceramix Inc., Vancouver, Canada
	iRoot® SP Injectable iRoot® BP Injectable	
Liner cavitario	TheraCal LC®	Bisco, inc. Schaumburg, U.S.A
Sustituto de dentina	Biodentine®	Septodont, Saint Maur des Fosses, France
Obturaciones retroapicales	Bio-C Repair	Angelus, Londrina, Brazil
Sellador de perforaciones laterales y en furca.	Retro MTA and Ortho MTA	BioMTA, Seoul, Korea
Reabsorción cervical invasiva.	TotalFill® BC RRM™	FKG Dentaire SA Switzerland
Sellador de perforaciones laterales y en furca.	Tech Biosealer	Isasan SRL, Rovellor Porro, Italy
Sellador de perforaciones laterales y en furca.	White ProRoot MTA	Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA
Recubrimiento pulpar directo e indirecto.	Grey ProRoot MTA	
Sellado de dientes con ápice abierto,	Endocem	(Maruchi, Wonju, Korea)
apexificación, apicogénesis,	EndoSequence BC RRM Fast	Brasseler USA, Savannah, GA, USA
endodoncia regenerativa	Set Putty EndoSequence® BC RRM™	
Revascularización.	BioAggregate®	Innovative Bioceramix Inc., Vancouver, Canada
Pulpotomías.	Quick-Set	Primus Consulting, Bradenton, FL, USA
	Grey MTA Plus and NeoMTA Plus	Avalon Biomed Inc, Bradenton, FL, USA
	MTA Angelus	Angelus, Londrina, Brazil
Material que recubre puntas de gutapercha	Endosequence BC Points	Brasseler USA, Savannah, GA, USA
Hipersensibilidad dentinaria (Jones, 2013)	Sensodyne Repair (NovaMin)	GlaxoSmithKline, Kingdom, England

Los materiales comercializados actualmente en Perú y sus aplicaciones en endodoncia según Prati y Gandolfi (2015) y Raghavendra *et al.* (2017) se muestran en la Tabla 3.

### Bioroot™ RCS

Es el cemento sellador para endodoncia recientemente introducido al mercado peruano, basado en silicato tricálcico.

El cemento BioRoot™ RCS (BR) se beneficia de la tecnología Active Biosilicate como Biodentine™ (Simon y Flouriot, 2016). Está compuesto silicato tricálcico, povidona (Siboni *et al.*, 2017), óxido de zirconio agregado para mejorar la radiopacidad (Khalil *et al.*, 2016), un polímero hidrófilo biocompatible para mejorar la adhesión (Simon y Flouriot, 2016) y excipientes (Septodont, 2017). El líquido contiene Solución acuosa de cloruro de calcio y policarboxilato (Septodont, 2017).

El óxido de zirconio (ZrO<sub>2</sub>), mejora las propiedades físicas de los cementos basados en silicato tricálcico, como: la resistencia a la compresión, desencadena una mejor respuesta biológica en comparación a los cementos que contienen óxido de bismuto, permitiendo una liberación mayor y más prolongada de iones de calcio y hace que los cementos de silicato tricálcico sean más biocompatibles (Siboni *et al.*, 2017).

BR previene el desarrollo bacteriano que conduce a fracasos clínicos, en caso de requerir retratamiento se puede retirar fácilmente del conducto radicular, si es necesario repetir el tratamiento (Septodont, 2017).

Así mismo BR podría aplicarse como un material de recubrimiento pulpar cuando se requiere un cemento más fluido que BD (Loison-Robert *et al.*, 2018).

#### Composición

Los componentes principales de cemento BioRoot™ RCS se muestran en la Tabla 4.

**Proporción de la mezcla:** 1 Cucharilla de polvo y 5 gotas de líquido.

**Tiempo de fraguado:** de acuerdo a Khalil *et al.* (2016) el tiempo de fraguado es de  $27,4 \pm 2,8$  minutos. El tiempo de fraguado inicial establecido por Siboni *et al.* (2017) para el cemento BioRoot RCS fue de 55 minutos y de fraguado final de 300 minutos, también se menciona que los procesos de hidratación continuaron después del tiempo de fraguado

final y permitieron la liberación de iones y la nucleación de Ca durante 28 días.

**Tabla 4**

Composición del cemento BioRoot™ RCS

BioRoot® RCS		
Polvo	Líquido	Radiopacificador
Silicato Tricálcico de alta pureza, povidona (Donnermeyer <i>et al.</i> , 2018; Siboni <i>et al.</i> , 2017).	Solución acuosa de cloruro de calcio y policarboxilato.	Oxido Zirconio (Donnermeyer <i>et al.</i> , 2018).

#### Propiedades

**Biocompatibilidad:** BioRoot™ RCS es altamente biocompatible, no altera la arquitectura celular, cuya integridad es necesaria para las funciones basales celulares (Loison-Robert *et al.*, 2018). De acuerdo a una investigación realizada recientemente no presenta un efecto citotóxico (Colombo *et al.*, 2018; Poggio *et al.*, 2017) en contacto directo o indirecto y la genotoxicidad resulto negativa. Tampoco las células expresaban IL-1 $\beta$  o metaloproteinasa de matriz 9 (MMP-9), y la metaloproteinasa 2 de matriz (MMP-2) las cuales están asociadas con respuestas inflamatorias (Loison-Robert *et al.*, 2018).

Posee capacidad bioactiva al estimular procesos fisiológicos y mineralización de la estructura dentinaria (Septodont, 2017), creando un entorno favorable para la cicatrización periapical e induce la producción de factores de crecimiento angiogénicos y osteogénicos por las células del ligamento periodontal humano in vitro (Siboni *et al.*, 2017); y a la formación de hidroxiapatita y la mineralización de la estructura dentinaria (Simon y Flouriot, 2012).

**pH:** La capacidad antibacteriana está relacionada con el pH alcalino, que puede neutralizar el ácido láctico de los osteoclastos y evitar la disolución de componentes mineralizados de los dientes. Los selladores de conductos radiculares contribuyen a la formación de tejidos duros mediante la activación de la fosfatasa alcalina (Colombo *et al.*, 2018).

BR gracias a su pH promueve la actividad antibacteriana y favorece la nucleación de apatita (Siboni *et al.*, 2017). De acuerdo a múltiples estudios el valor promedio del pH fue de  $9,63 (\pm 0,7) - 11,7 (\pm 0,2)$  (Siboni *et al.*, 2017) durante un período de 8 días, 11-12

durante los primeros 14 días, disminuyendo el Ph a 8,35 - 8,7( $\pm$  0,9) (Loison-Robert *et al.*, 2018; Siboni *et al.*, 2017). Los valores de pH altamente alcalinos de este cemento vuelven a la normalidad en contacto con las células, sin duda debido al sistema tampón, similar a lo que puede suceder in vivo (tampón de carbonato en la saliva) (Loison-Robert *et al.*, 2018).

En un estudio reciente realizado por Loison-Robert *et al.* BR demostró una discreta actividad antibacteriana en condiciones experimentales, tanto para la prueba de difusión de agar (ADT) como para la prueba de contacto directo (DCT) contra *E. faecalis* (Colombo *et al.*, 2018).

Así mismo, se ha demostrado que la liberación de iones de calcio de BR es alto y más prolongado que los otros materiales (Khalil *et al.*, 2016). Se evidenció que existe liberación de iones  $Ca_2$  inmediatamente después de la inmersión de la muestra, el cual disminuyó durante el tiempo de prueba, pero permaneció significativamente alta hasta los 28 días, lo que demuestra la actividad a largo plazo (Siboni *et al.*, 2017). Creando un sellado hermético dentro de los túbulos dentinarios (Septodont, 2017).

**Solubilidad:** La insolubilidad es una propiedad deseable para los materiales restauradores en odontología; además, también es una característica ideal para cementos selladores en endodoncia (Saghiri *et al.*, 2011). De acuerdo con la norma de la Organización Internacional de Normas 6876 (International Standard Iso, 2001) o la especificación ANSI / ADA No. 57, la solubilidad de los selladores de conductos radiculares no debe exceder el 3% de la fracción de masa después de la inmersión en agua durante 24 horas (Poggio *et al.*, 2017).

Actualmente existen discrepancias marcadas entre las investigaciones en cuanto a la solubilidad del cemento BR, quizás por las diferencias metodológicas, de acuerdo a la investigación realizada por Urban *et al.* (2018) la solubilidad después de 14 días es de (1,600%) y 28 días (1,999%) a diferencia de lo reportado por Siboni *et al.* (2017) mencionan que el cemento BR posee una solubilidad del 37,6%  $\pm$  3,2 24 horas después de la inmersión en agua destilada. Así como también Poggio, Dagna *et al.* (2017) dando como porcentaje de solubilidad 11,05%, mostrando una pérdida de peso superior al 3%, es decir no cumpliría con los requisitos de ANSI / ADA.

Independientemente de los valores encontrados, se cree que el cemento sellador que contiene silicato de calcio y se sumerge en fluido corporal simulado, los iones de calcio combinados con fosfato están promoviendo la formación de una capa superficial de hidroxiapatita, que es capaz de llenar vacíos originados por la alta solubilidad, mejorando la capacidad de sellado por la deposición fosfato de calcio en la interfaz pared-dentina-sellador, pudiendo esta compensar la solubilidad (Urban *et al.*, 2018).

#### **Biodentine®**

Este material es relativamente nuevo en el mercado. Es un sustituto dentinario bioactivo (Septodont, 2015) a base de silicato tricálcico manufacturado por Septodont, Saint Maur des Fosses, Francia (Camilleri, 2015b), es producto de la innovación "Active Biosilicate Technology®" que estimula las células de la pulpa para formar una dentina reactiva, posee propiedades mecánicas similares a la dentina sana y puede reemplazarla tanto a nivel coronario como a nivel radicular, sin tratamiento previo de superficie de los tejidos calcificados, está elaborado con elementos minerales de gran pureza y no contiene monómeros, y es totalmente biocompatible (Septodont, 2015).

Sus propiedades son similares a las de la dentina, por lo que son útiles en odontología restauradora y endodoncia (Loison-Robert *et al.*, 2018).

Según el fabricante, los componentes principales de Biodentine (BD) son los mostrados en la Tabla 5.

**Tabla 5**  
Composición del Biodentine®

Biodentine®		
Polvo	Aditivos	Radiopacificad or
Silicato Tricálcico (3CaO.SiO <sub>2</sub> )	Carbonato de Calcio, (CaCO <sub>3</sub> ), Cloruro de calcio (acelerador), Polímero	Óxido de Zirconio
	hidrosoluble basado en Policarboxilato. (Agente reductor de agua) (Alotaibi <i>et al.</i> , 2018).	Óxido de Hierro (Alotaibi <i>et al.</i> , 2018). (ZrO <sub>2</sub> )

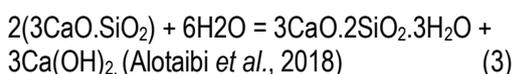
**Proporción de la Mezcla:** Una dosis de líquido 5 gotas y 1 cápsula de polvo (Torres *et al.*, 2018) mezclado por 30 segundos a 4000 rpm en un amalgamador (Nekoofar *et al.*, 2018).

**Tiempo de Fraguado:** El tiempo de trabajo de BD es de 6 minutos, se han reportado tiempos de fraguado que oscilan entre los 9 - 12 minutos como fraguado inicial y 45 minutos como tiempo de fraguado final (Raghavendra *et al.*, 2017), se sugiere que las restauraciones se pueden realizar pasado el tiempo de fraguado inicial, haciendo que los procedimientos restauradores sean en una sola visita (Nekoofar *et al.*, 2018).

#### Propiedades

**Resistencia a la compresión:** Distintos valores sobre la resistencia a la compresión han sido reportados para BD después de un día de almacenamiento oscila entre 61,35 MPa , 78,5 MPa (Nekoofar *et al.*, 2018) hasta 200 MPa . BD tiene la capacidad de continuar mejorando con el tiempo durante varios días hasta alcanzar 300 MPa después de un mes, similar a la resistencia a la compresión de la dentina natural de 297 MPa (Raghavendra *et al.*, 2017). Por lo cual se denomina a este material "sustituto de dentina".

**Reacción de proceso de hidratación:** La reacción de fraguado de BD es similar a la MTA con la formación de silicato de calcio, gel hidratado (C-S-H) e hidróxido de calcio. Donde el carbonato de calcio es el sitio de nucleación para el gel de hidrato de silicato de calcio, reduciendo la duración del período de inducción, con un tiempo de fraguado más rápido, reduciendo la viscosidad y mejorando su manipulación (Raghavendra *et al.*, 2017).



Durante la reacción de fraguado se crea la zona de infiltración mineral, capa de intercambio iónico que aparece en la interfaz de la dentina y los cementos a base de silicato de tricálcico atribuido a un efecto doble del cemento liberador de hidróxido de calcio: un grabado cáustico alcalino seguido de difusión mineral (Arias-Moliz y Camilleri, 2016).

**Biocompatibilidad:** Éste material no es genotóxico (Loison-Robert *et al.*, 2018) y no presenta efectos adversos sobre la diferenciación celular y la función celular específica (Raghavendra *et al.*, 2017). BD se caracteriza por inducir a una respuesta celular positiva con biomineralización por contacto directo favoreciendo la cicatrización al potenciar la proliferación, migración y adhesión de las células madre de la pulpa dental humana (DPSC), lo cual se traduciría en ausencia de

sensibilidad post-operatoria (Loison-Robert *et al.*, 2018).

Contrariamente de acuerdo a da Fonseca *et al.* (2016) reportó que BD crea una gran cantidad de células inflamatorias y células inmuno-positivas para la interleucina-6, una citoquina proinflamatoria, explicando que BD contiene un policarboxilato modificado que es citotóxico y puede explicar, al menos en parte, su potencial irritante en períodos experimentales los cuales regresionan a largo plazo.

**Solubilidad:** De acuerdo a la investigación realizada por Torres *et al.* (2018) BD mostró la mayor solubilidad en las muestras inmersas en agua destilada 6,72 % ( $\pm 0,37$ ) ( $p < 0,05$ ) a los 7 y a los 30 días en comparación con el White MTA Angelus y Cemento de Óxido de Zinc. Mientras que las muestras inmersas en solución salina balanceada de Hank BD mostró una menor solubilidad 0,0123 % ( $\pm 0,0005$ ) en comparación al White MTA Angelus.

Así mismo Pushpa *et al.* (2018) mencionan que BD presentó mayor solubilidad en comparación con el WMTA (Proroot™ White) en los diferentes ambientes: neutro (Ph =7,4), ácido (Ph =4,4) y alcalino (pH=10,4), mostrando la mayor solubilidad en un ambiente ácido por encima de los estándares ISO 6876:200112, por lo que el autor sugiere un tratamiento de visita múltiple con alguna medicación intraconducto para neutralizar el pH a nivel apical y prevenir la disolución temprana del BD.

**pH:** El PH inicial fue de 12,24, disminuyó a 8,18 ( $\pm 0,8$ ) a las 24 h, y se mantuvo estable durante 8 días (Loison-Robert *et al.*, 2018). Lo cual inhibe el crecimiento de microorganismos y puede desinfectar la dentina (Raghavendra *et al.*, 2017).

#### TheraCal LC

TheraCal LC (TC) es una pasta a base de resina (HCSC-Bis GMA) fotocurable (Prati y Gandolfi, 2015), es utilizado como liner cavitario y como agente de recubrimiento pulpar, fue patentado por la marca Bisco (Schaumburg, IL, USA) y comercializado en una jeringa que ofrece propiedades de manejo superiores a BD (Kamal *et al.*, 2018). Los fabricantes pretenden categorizarlo como material de silicato hidráulico, no contiene agua en su formulación, pues su hidratación depende del agua que se extrae del ambiente y de su difusión dentro del material, por lo cual se requiere su colocación en dentina húmeda (Arandi y Rabi, 2018). La

reacción de fraguado de este material, depende de la polimerización del componente de resina (Savas *et al.*, 2014).

TC es excluido de la clasificación de los cementos dentales higroscópicos que abarca el MTA y los cementos a base de biocerámicos, silicato de calcio o sulfato de calcio (Ha *et al.*, 2017).

Los componentes principales de TheraCal LC son los mostrados en la Tabla 6.

**Tabla 6.** Composición del TheraCal LC ®

TheraCal LC ®	
Composición	Radiopacificador
Cemento Portland Tipo III 45%	
Sílice pirógena como agente espesante (7%)	Sulfato de bario (3%)
Resina Bis-GMA y PEGDMA (43%)	

**Aplicación:** Se puede colocar en incrementos de 1 a 1,7 mm espesor y fotocurarlos durante 20 segundos a una intensidad de luz de 1200 - 1,700 mW/cm<sup>2</sup> / cm<sup>2</sup>. (Li *et al.*, 2018; Poggio *et al.*, 2015). La jeringa dispensadora y su polimerización facilita la colocación de la restauración final inmediata.

La estratificación con resina compuesta unida con adhesivos de grabado total es óptima, así mismo se precisa que los cementos de ionómero de vidrio no están indicados en la restauración de dientes en los que se usa TheraCal LC, debido a un enlace muy débil, aunque los resultados son controvertidos (Meraji y Camilleri, 2017).

**Biocompatibilidad:** TC posee una menor biocompatibilidad, de acuerdo a lo reportado por Kamal *et al.* (2018), (Li *et al.*, 2018) TheraCal mostró una inflamación severa en el 25% de los especímenes. En consideración a la liberación de iones hidroxilo que eleva el pH del medio ambiente circundante y provoca irritación del tejido pulpar, desarrollando una necrosis superficial en la pulpa expuesta, provocando la mineralización directamente contra la zona necrótica.

Esta menor biocompatibilidad se atribuye al hecho de que TheraCal LC contiene bisfenol A-glicidil metacrilato resinoso, metacrilato de hidroxietilo y monómeros de dimetacrilato de uretano que podrían difundirse a través de la dentina hasta la pulpa ejerciendo efectos tóxicos (Arandi y Rabi, 2018; Kamal *et al.*, 2018).

**Solubilidad:** Poggio *et al.* (2015) indican que la solubilidad presentada por TheraCal después de

las 24 horas es de 0,81% y de 0,87% transcurrido los 2 meses, cumplió con los requisitos de la norma ISO 6876, lo que demuestra una pérdida de peso de menos del 3%. Así mismo Prati y Gandolfi (2015) mencionan que TC mostró una solubilidad muy baja (2.75%), probablemente relacionada con su alto contenido de resina.

**pH:** TheraCal presenta un pH alcalino de 10,66 después de 3 h el cual se redujo a 9,85 pasada las 24 h (Poggio *et al.*, 2015). Gandolfi *et al.* (2015) mostraron que el pH osciló de 9,53±0.15 a las 3 h y descendió hasta 8,12±0.07 a los 28 días.

## Conclusiones

De acuerdo a la búsqueda de la información bibliográfica realizada, se concluye que la denominación correcta para los materiales biocerámicos en endodoncia es cementos hidráulicos bioactivos basados en silicato tricálcico por su capacidad de fraguado en presencia de líquidos y/o fluidos. Actualmente los cementos basados en silicato tricálcico puro poseen mejores propiedades físicas, químicas y biológicas para la aplicación en endodoncia, lo cual se traduce en resultados predecibles de éxito a largo plazo.

Se requiere actualizar las clasificaciones para este tipo de cementos que comparten similitud en su composición y que difieren de sus propiedades físico-químicas por cambios en las formulaciones, para no crear confusión.

## Referencias Bibliográficas

- Alotaibi, J.; Saji, S.; Swain, M.V. 2018. FTIR characterization of the setting reaction of biodentine™. *Dental Materials*, 1–7 pp.
- Arandi, N.Z.; Rabi, T. 2018. TheraCal LC: From Biochemical and Bioactive Properties to Clinical Applications. *International Journal of Dentistry* ID: 3484653.
- Arias-Moliz, M.T.; Camilleri, J. 2016. The effect of the final irrigant on the antimicrobial activity of root canal sealers. *Journal of Dentistry* 52: 30–36.
- Atmeh, A.R.; Chong, E.Z.; Richard, G.; Festy, F.; Watson, T.F. 2012. Dentin-cement interfacial interaction: Calcium silicates and polyalkenoates. *Journal of Dental Research* 91(5): 454–459.
- Best, S.M.; Porter, A.E.; Thian, E.S.; Huang, J. 2008. Bioceramics: Past, present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society* 28(7): 1319–1327.
- Bramante, C.; Demarchi, A.C.C.O.; de Moraes, I.G.; Bernadineli, N.; Garcia, R.B.; Spångberg, L.S.W.; Duarte, M.A.H. 2008. Presence of arsenic in different types of MTA and white and gray Portland cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 106(6): 909–913.

- Camilleri, J. 2007. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 40(6): 462–470.
- Camilleri, J. 2008. The chemical composition of mineral trioxide aggregate. *Journal of Conservative Dentistry* 11(4): 141–143.
- 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. 2015a. Sealers and warm gutta-percha obturation techniques. *Journal of Endodontics* 41(1): 72–78.
- Camilleri, J. 2015b. Staining Potential of Neo MTA Plus, MTA Plus, and Biodentine Used for Pulpotomy Procedures. *Journal of Endodontics* 41(7): 1139–1145.
- Camilleri, J.; Montesin, F.E.; Brady, K.; Sweeney, R.; Curtis, R.V.; Ford, T.R.P. 2005. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental Materials* 21(4): 297–303.
- Colombo, M., Poggio, C., Dagna, A., Meravini, M.-V., Riva, P., Trovati, F.; Pietrocola, G. 2018. Biological and physico-chemical properties of new root canal sealers. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(2):120-126.
- Da Fonseca, T.S.; da Silva, G.F.; Tanomaru-Filho, M.; Sasso-Cerri, E.; Guerreiro-Tanomaru, J.M.; Cerri, P. S. 2016. In vivo evaluation of the inflammatory response and IL-6 immunoreaction promoted by Biodentine and MTA Angelus. *International Endodontic Journal* 49(2): 145–153.
- Donnermeyer, D.; Dornseifer, P.; Schäfer, E.; Dammaschke, T. 2018. The push-out bond strength of calcium silicate-based endodontic sealers. *Head and Face Medicine* 14(1): 1–7.
- Duarte, M.A.H.; Marciano, M.A.; Vivan, R.R.; Tanomaru Filho, M., Tanomaru, J.M.G.; Camilleri, J. 2018. Tricalcium silicate-based cements: properties and modifications. *Brazilian Oral Research* 32(1): 111–118.
- Formosa, L.M.; Mallia, B.; Bull, T.; Camilleri, J. 2012. The microstructure and surface morphology of radiopaque tricalcium silicate cement exposed to different curing conditions. *Dental Materials* 28(5): 584–595.
- Gandolfi, M.G.; Siboni, F.; Botero, T.; Bossù, M.; Riccitiello, F.; Prati, C. 2015. Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. *Journal of Applied Biomaterials Functional Materials* 13(1): 1-20.
- Ha, W.; Kahler, B.; Walsh, L.J. 2017. Classification and Nomenclature of Commercial Hygroscopic Dental Cements. *European Endodontic Journal* 2(1): 27–27.
- Hakki, S.S.; Bozkurt, B.S.; Hakki, E.E.; Belli, S. 2009. Effects of Mineral Trioxide Aggregate on Cell Survival, Gene Expression Associated with Mineralized Tissues, and Biomaterialization of Cementoblasts. *Journal of Endodontics* 35(4): 513–519.
- Hench, L.L. 2006. The story of Bioglass®. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 17(11): 967–978.
- International Standard Iso. 2001. International Standard Iso, 2001.
- Islam, I.; Chng, H.K.; Yap, U. J. 2006. Comparison of the physical and mechanical properties of mta and portland cement. *J Endod* 32(1): 93–197.
- Jones, J.R. 2015. Reprint of: Review of bioactive glass: From Hensch to hybrids. *Acta Biomaterialia* 23: 4457–4486.
- Jung, S.; Sielker, S.; Hanisch, M.R.; Librecht, V.; Schäfer, E.; Dammaschke, T. 2018. Cytotoxic effects of four different root canal sealers on human osteoblasts. *PLoS ONE* 13(3): 1–14.
- Kamal, E.M.; Nabih, S.M.; Obeid, R.F.; Abdelhameed, M.A. 2018. The reparative capacity of different bioactive dental materials for direct pulp capping. *Dental and Medical Problems* 55(2): 147–152.
- Keskin, C.; Demiryurek, E.O.; Ozyurek, T. 2015. Color stabilities of calcium silicate-based materials in contact with different irrigation solutions. *Journal of Endodontics* 41(3): 409–411.
- Khalil, I.; Naaman, A.; Camilleri, J. 2016. Properties of Tricalcium Silicate Sealers. *Journal of Endodontics* 42(10): 1529–1535.
- 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.
- Lee, S.J.; Monsef, M.; Torabinejad, M. 1993. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *Journal of Endodontics* 19(11): 541–544.
- Li, X.; Pedano, M.S.; Camargo, B.; Hauben, E.; De Vleeschauwer, S.; Chen, Z.; Munck, J.; Vandamme, K.; Van Landuyt, K.; Van Meerbeek, B. 2018. Experimental tricalcium silicate cement induces reparative dentinogenesis. *Dental Materials* 34(9): 1410–1423.
- Loison-Robert, L.S.; Tassin, M.; Bonte, E.; Berbar, T.; Isaac, J.; Berdal, A.; Simon, S.; Fournier, B.P.J. 2018. In vitro effects of two silicate-based materials, Biodentine and BioRoot RCS, on dental pulp stem cells in models of reactionary and reparative dentinogenesis. *PLoS One* 13(1): 1–19.
- Meraji, N.; Camilleri, J. 2017. Bonding over Dentin Replacement Materials. *Journal of Endodontics* 43(8): 1343–1349.
- Moinzadeh, A.T.; Jongsma, L.; de Groot-Kuin, D.; Cristescu, R.; Neiryck, N.; Camilleri, J. 2015. Endodontologie in beweging: nieuwe concepten, materialen en technieken 2. Conebeamcomputertomografie in de endodontische diagnostiek en behandelplanning. *Nederlands Tijdschrift Voor Tandheelkunde* 122(9): 465–472.
- Mondelli, J.A.S.; Hoshino, R.A.; Weckwerth, P.H.; Cerri, P.S.; Leonardo, R.T.; Guerreiro-Tanomaru, J.M.; Tanomaru-Filho, M.; da Silva, G.F. 2018. Biocompatibility of mineral trioxide aggregate flow and biodentine. *International Endodontic Journal*: 1–16.
- Nekoofar, M.H.; Adusei, G.; Sheykhrezae, M.S.; Hayes, S.J.; Bryant, S.T.; Dummer, P.M.H. 2007. The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 40(6): 453–461.
- Nekoofar, M.; Motevasselian, F.; Mirzaei, M.; Yassini, E.; Pouyanfar, H.; Dummer, P.M. 2018. The Micro-Shear Bond Strength of Various Resinous Restorative Materials to Aged Biodentine. *Iranian Endodontic Journal* 13(3): 356–361.

- Niu, L.; Jiao, K.; Wang, T.; Camilleri, J.; Bergeron, B.E.; Feng, H.-I.; Tay, F. 2014. NIH Public Access 6(5): 1–31.
- Obando-Pereda, G.A.; Torres-Chávez, K.E.; Salas-Beltrán, H.; Hofling, J.F. 2009. Artículo Investigación Análisis de la composición química, capacidad de sellado apical y propiedades antimicrobianas del MTA y del cemento Portland. *Endodoncia* 27(3): 111–120.
- Poggio, C.; Dagna, A.; Ceci, M.; Meravini, M.V.; Colombo, M.; Pietrocola, G. 2017. Solubility and pH of bioceramic root canal sealers: A comparative study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 9(10): 1189–1194.
- Poggio, C.; Lombardini, M.; Colombo, M.; Beltrami, R.; Rindi, S. 2015. Solubility and pH of direct pulp capping materials: a comparative study. *Journal of Applied Biomaterials Functional Materials* 13(2): 181–185.
- Poggio, C.; Riva, P.; Chiesa, M.; Colombo, M.; Pietrocola, G. 2017. Comparative cytotoxicity evaluation of eight root canal sealers. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 9(4): 574–578.
- Prati, C.; Gandolfi, M.G. 2015. Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dental Materials* 31(4): 351–370.
- Pushpa, S.; Maheshwari, C.; Maheshwari, G.; Sridevi, N.; Duggal, P.; Ahuja, P. 2018. Effect of pH on solubility of white Mineral Trioxide Aggregate and Biodentine: An in vitro study. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 12(3): 201–207.
- 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.
- Roberts, H.W.; Toth, J.M.; Berzins, D.W.; Charlton, D.G. 2008. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: A review of the literature. *Dental Materials* 24(2): 149–164.
- Saghiri, M.A.; Ricci, J.; Joupari, M.D.; Aeinehchi, M.; Ahmadi, K.; Bahramian, N. 2011. A comparative study of MTA solubility in various media. *Iranian Endodontic Journal* 6(1): 21–24.
- Savas, S.; Botsali, M.S.; Kucuklymaz, E.; Sari, T. 2014. Evaluation of temperature changes in the pulp chamber during polymerization of light-cured pulp-capping materials by using a VALO LED light curing unit at different curing distances. *Dental Materials Journal* 33(6): 764–769.
- Septodont. 2015. Biodentine - Instruction.
- Septodont. 2017. BioRoot Instruction.
- Siboni, F.; Taddei, P.; Zamparini, F.; Prati, C.; Gandolfi, M.G. 2017. Properties of bioroot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate. *International Endodontic Journal* 50(Special Issue 2): 120–136.
- Simon, S.; Flouriot, A.-C. 2012. The new biomaterial for root canal filling. *C case S tudies* (3): 163–177.
- Simon, S.; Flouriot, A.-C. 2016. a new biomaterial for root canal filling *Bioceramics properties*, 1–8.
- Torabinejad, M.; Hong, C.U.; McDonald F.P.F.T. 1995. Physical and chemical properties of a new root- end filling material. *J Endod* 21(7): 343–351.
- Torres, F.F.E.; Guerreiro-Tanomaru, J.M.; Bosso-Martelo, R.; Chavez-Andrade, G.M.; Tanomaru Filho, M. 2018. Solubility, porosity and fluid uptake of calcium silicate-based cements. *J of Applied Oral Science* 26: 1–8.
- Urban, K.; Neuhaus, J.; Donnermeyer, D.; Schäfer, E.; Dammaschke, T. 2018. Solubility and pH Value of 3 Different Root Canal Sealers: A Long-term Investigation. *Journal of Endodontics* 44(11):1736-1740.